



Titre: Étude biomécanique de paramètres d'instrumentation chirurgicale
Title: antérieure du rachis scoliotique

Auteur: Luc Cloutier
Author:

Date: 2003

Type: Mémoire ou thèse / Dissertation or Thesis

Référence: Cloutier, L. (2003). Étude biomécanique de paramètres d'instrumentation
Citation: chirurgicale antérieure du rachis scoliotique [Mémoire de maîtrise, École
Polytechnique de Montréal]. PolyPublie. <https://publications.polymtl.ca/7240/>

 **Document en libre accès dans PolyPublie**
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: <https://publications.polymtl.ca/7240/>
PolyPublie URL:

**Directeurs de
recherche:**
Advisors:

Programme: Non spécifié
Program:

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE PARAMÈTRES D'INSTRUMENTATION
CHIRURGICALE ANTÉRIEURE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

LUC CLOUTIER

INSTITUT DE GÉNIE BIOMÉDICAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

MÉMOIRE PRÉSENTÉ EN VUE DE L'OBTENTION
DU DIPLÔME DE MAÎTRISE ÈS SCIENCES APPLIQUÉES
(GÉNIE BIOMÉDICAL)

DÉCEMBRE 2003



National Library
of Canada

Bibliothèque nationale
du Canada

Acquisitions and
Bibliographic Services

Acquisitions et
services bibliographiques

395 Wellington Street
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

395, rue Wellington
Ottawa ON K1A 0N4
Canada

Your file Votre référence

ISBN: 0-612-89190-9

Our file Notre référence

ISBN: 0-612-89190-9

The author has granted a non-exclusive licence allowing the National Library of Canada to reproduce, loan, distribute or sell copies of this thesis in microform, paper or electronic formats.

L'auteur a accordé une licence non exclusive permettant à la Bibliothèque nationale du Canada de reproduire, prêter, distribuer ou vendre des copies de cette thèse sous la forme de microfiche/film, de reproduction sur papier ou sur format électronique.

The author retains ownership of the copyright in this thesis. Neither the thesis nor substantial extracts from it may be printed or otherwise reproduced without the author's permission.

L'auteur conserve la propriété du droit d'auteur qui protège cette thèse. Ni la thèse ni des extraits substantiels de celle-ci ne doivent être imprimés ou autrement reproduits sans son autorisation.

In compliance with the Canadian Privacy Act some supporting forms may have been removed from this dissertation.

Conformément à la loi canadienne sur la protection de la vie privée, quelques formulaires secondaires ont été enlevés de ce manuscrit.

While these forms may be included in the document page count, their removal does not represent any loss of content from the dissertation.

Bien que ces formulaires aient inclus dans la pagination, il n'y aura aucun contenu manquant.

Canada

UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL

Ce mémoire intitulé :

ÉTUDE BIOMÉCANIQUE DE PARAMÈTRES D'INSTRUMENTATION
CHIRURGICALE ANTÉRIEURE DU RACHIS SCOLIOTIQUE

présenté par : CLOUTIER Luc

en vue de l'obtention du diplôme de : Maîtrise ès sciences appliquées

a été dûment accepté par le jury d'examen constitué de :

M. YAHIA L'Hocine, Ph.D., président

M. AUBIN Carl-Éric, Ph.D., membre et directeur de recherche

M. GRIMARD Guy, M.D., membre et codirecteur de recherche

M. CLÉMENT Bernard, Ph.D., membre

Pour ma grande puce, Marjorie

REMERCIEMENTS

J'aimerais remercier mon directeur de recherche, Carl-Éric Aubin, ainsi que mon codirecteur de recherche, Guy Grimard, pour leurs précieux conseils et aussi pour m'avoir chaleureusement accueilli à l'intérieur de cette merveilleuse équipe.

Je tiens à exprimer ma sincère gratitude à Annie pour m'avoir épaulé, supporté et, bien sûr, pour avoir pris soin de Marjorie lors des périodes plus intenses. Merci infiniment!

J'aimerais remercier mes collègues du LIS3D, particulièrement les associés de recherche Yvan Petit, Josée Carrier, Christian Bellefleur, Luc Duong et Justin Novosad pour leur contribution technique.

Je ne peux non plus passer sous silence l'aide morale de mes collègues étudiants qui ont rendu les soirées de fêtes nationales, les parties de squash et de tennis, les soirées d'escalade, les soupers sushi et les dîners à l'hôpital mémorables.

Finalement, je tiens à remercier le Conseil de Recherche en Sciences Naturelles et Génie (CRSNG) et la compagnie Medtronic Sofamor Danek pour leur support financier.

RÉSUMÉ

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui se manifeste généralement à l'adolescence lors de la période de croissance. Les traitements chirurgicaux actuels par abord antérieur permettent de corriger cette déformation à l'aide d'une instrumentation et d'une arthrodèse. La chirurgie étudiée dans ce travail utilise une nouvelle approche, moins effractive, soit l'endoscopie. L'instrumentation antérieure permet aussi de réduire le nombre de niveaux instrumentés, assurant ainsi une plus grande mobilité finale au rachis. Cette approche nécessite toutefois l'enlèvement des disques intervertébraux et la fusion osseuse du rachis pour la correction. L'impact biomécanique de la configuration des paramètres de l'instrumentation chirurgicale antérieure sur la raideur finale du rachis, en conditions post-opératoires, est difficile à évaluer par le chirurgien orthopédiste en planning pré-opératoire. Les choix actuels s'effectuent sur des bases empiriques, d'expérience et de considérations biomécaniques de base. Ce projet vise donc à évaluer les paramètres biomécaniques de l'instrumentation chirurgicale antérieure, en condition postopératoire, dans le but de recommander des configurations d'instrumentation aux chirurgiens.

Un montage expérimental permettant la mesure de la raideur et des couplages d'un modèle rachidien instrumenté et soumis à des chargements de 8 N.m. en flexion, torsion et inflexion latérale a été développé. Les modèles rachidiens incorporaient les principales propriétés mécaniques et géométriques de vertèbres humaines. Ils étaient constitués d'un empilement de cylindres composés de deux matériaux représentant les os cortical et spongieux. Huit différents montages ont été testés en suivant un plan d'expérimentation Box, Hunter et Hunter afin d'évaluer l'effet de 4 paramètres : le diamètre (5.5 - 7.5 mm) et l'angle (0° - 22.5°) des vis (CD Horizon Eclipse), la prise des vis sur l'os (mono – bi corticale) et le nombre de niveaux instrumentés (5 - 8). Les conditions postopératoires ont été représentées par l'application d'une charge simulant le

demi-poids corporel d'un adolescent ainsi que par l'utilisation de greffon synthétique non fusionné remplissant les espaces discaux.

Les tests ont montré des comportements non linéaires avec rigidification graduelle lors du chargement. Des comportements similaires en couplage sont présents en flexion et en inflexion latérale mais non en torsion. En charge maximale, les moyennes des raideurs finales sont plus grandes en flexion (0.92 Nm/degré) qu'en inflexion latérale (0.56 Nm/degré) et qu'en torsion (0.26 Nm/degré). Des effets d'augmentation de la raideur initiale causés par le tassage du greffon ont aussi été observés.

L'angle des vis est le paramètre étudié ayant le plus d'impact sur la raideur finale. L'analyse statistique ANOVA montre que l'angle des vis de 22.5 degrés, pour un chargement en flexion, a un effet significatif ($p \leq 0.05$) sur l'augmentation de la raideur finale. Un angle des vis coronal (0 degré) pour un chargement en inflexion latérale présente le même effet significatif. Cependant, il est 1.6 fois plus important en flexion qu'en inflexion latérale. Pour la raideur initiale, en chargement en flexion et en inflexion latérale, le paramètre le plus significatif est la prise de la vis bicorticale sur l'os. Enfin, le nombre de niveaux instrumentés est un paramètre influencé principalement par les mouvements en torsion.

Des modèles mathématiques représentant le comportement de la raideur d'un modèle rachidien instrumenté ont été obtenus. Ils ont permis d'identifier des configurations d'instrumentation selon deux critères d'optimisation : 1) des raideurs (initiales et finales) maximales et 2) un couplage minimal. Selon ces deux critères d'optimisation et pour une variation de l'angle des vis de 22.5 degrés à coronal, une diminution globale de 13% de la raideur finale, combinant les trois cas de chargement, est notée pour une diminution globale du couplage de 40%.

Les modèles rachidiens employés, représentant des vertèbres saines d'adolescents, ont permis de cerner les effets des quatre paramètres étudiés. L'absence d'une cyphose

thoracique et d'une courbure scoliotique sur le modèle rachidien n'a eu aucun impact significatif sur les résultats. De même pour l'absence de facettes articulaires et de muscles. La recherche de configurations d'instrumentation a permis de montrer l'importance individuelle des paramètres étudiés et des variables de réponse choisies comme critère d'optimisation. La comparaison avec des études employant des rachis cadavériques humains et bovins tend à confirmer la validité des modèles rachidiens synthétiques employés. Des études comparatives avec les données publiées et l'étude des erreurs expérimentales, de l'effet des conditions limites et de l'effet de la configuration de la précharge ont permis de valider les résultats.

Cette étude a permis de caractériser l'effet de quatre paramètres biomécaniques de l'instrumentation chirurgicale antérieure du rachis scoliotique, dont l'angle des vis qui est le paramètre ayant le plus d'impact sur la raideur. Cette étude expérimentale pourrait permettre, à l'aide des modèles mathématiques obtenus, de guider les chirurgiens lors du planning préopératoire quant à la configuration des montages d'instrumentation du rachis scoliotique.

ABSTRACT

Idiopathic scoliosis is a three-dimensional deformation of the spine and rib cage generally appearing during the adolescent growth period. Actual anterior surgical treatments, including arthrodesis, allow the correction of this deformity. The surgery by endoscopy studied in this thesis uses a novel less invasive approach. Anterior instrumentation also allows the reduction of instrumented levels, increasing the final spine mobility. However, within this approach, intervertebral disks need to be removed and arthrodesis to be performed. The biomechanical impact of the surgical instrumentation configuration in post-operative conditions is hard to evaluate by the surgeons in pre-operative situation. Actual choices are made on empirical bases, experience and biomechanical considerations. Therefore, the goal of this project is to evaluate the biomechanical parameters of the anterior instrumentation, in post-operative conditions, to recommend instrumentation configurations to the surgeons.

An experimental setup allowing stiffness and coupling measurements of an instrumented spinal model loaded to 8 N.m. in flexion, torsion and lateral inflexion has been developed. Spinal model were incorporating mechanical and geometrical properties of human vertebrae. There were made of stacked cylinders and composed of two materials simulating cortical and cancellous bone. Eight different setups have been tested following a Box, Hunter and Hunter experimental plan in order to evaluate four parameters: CD Horizon Eclipse screw diameter (5.5 - 7.5 mm) and angle (0° - 22.5°), bone grip of the screw (mono - bi cortical) and the amount of instrumented levels (5 - 8). Post-operative conditions have been represented with a follower load simulating one half of a typical adolescent weight and by the use of synthetic graft filling the disk rooms.

Tests have shown non-linear behaviors with stiffness gradually increasing. Similar coupling behaviors have been identified in flexion and lateral inflexion but not in torsion

loading. At the maximum load state, average final stiffness is greater in flexion (0.92 N.m./degree) than in lateral inflexion (0.56 N.m./degree) and than in torsion (0.26 N.m./degree). Increasing initial stiffness caused by the compacting of the graft has been observed.

The screw angle parameter is the one influencing the most the final stiffness. ANOVA statistical analysis indicates that, for a 22.5 degrees screw angle and a flexion loading case, this parameter has a significant ($p \leq 0.05$) effect on increasing the final stiffness. A coronal screw angle (0 degree) for a lateral inflexion loading case shows the same significant effect. However, it is 1.6 times more important in flexion than in lateral inflexion. For the initial stiffness and for flexion and lateral inflexion loading cases, the most significant parameter is the bi-cortical bone grip of the screw. Finally, the number of instrumented levels is a parameter that mainly influences the axial rotation.

Mathematical models representing the behavior of an instrumented spinal model have been obtained. There were used to identify instrumentation configurations based on two optimization criteria : 1) maximum stiffness (initial and final) and 2) minimum coupling. Based on these two criteria and for a variation of the angle of the screw from 22.5 degrees to coronal (0 degrees), a global final stiffness diminution of 13%, combining the three loading cases, has been identified for a global coupling diminution of 40%.

The spinal models used have permitted to outline the effects of the four studied parameters. The absence of a thoracic kyphosis and of a scoliotic curvature didn't impact significantly the results. So on for the absence of facet joints and of muscles. The search for instrumentation configurations has shown the importance of every single parameter and variables used as optimization criteria. The comparison with studies using human and calf cadaver spines suggests that the synthetic spine models used are valid. Comparative studies with published data and the study of the experimental errors, of the boundary conditions and of the pre-load configuration effects have validated the results.

This study has permitted the characterization of four biomechanical parameters of the anterior surgical instrumentation, including the screw angle which is the most significant. This experimental study could guide surgeons, using the mathematical models obtained, during the pre-operative planning regarding the configurations of scoliotic spine instrumentation.

TABLE DES MATIÈRES

DÉDICACE	IV
REMERCIEMENTS	V
RÉSUMÉ	VI
ABSTRACT	IX
TABLE DES MATIÈRES	XII
LISTE DES TABLEAUX.....	XVII
LISTE DES FIGURES.....	XIX
LISTE DES ANNEXES.....	XXIV
LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS	XXV
INTRODUCTION	1
CHAPITRE 1 - REVUE DES CONNAISSANCES.....	4
1.1 Anatomie du tronc et fonctionnalité du rachis	4
1.1.1 Anatomie descriptive du tronc	4
1.1.2 Description de l'unité fonctionnelle.....	7
1.1.3 Anatomie fonctionnelle du tronc	8
1.2 Scoliose idiopathique	15
1.2.1 Origines et types de scoliose.....	15
1.2.2 Examen et évaluation du rachis scoliotique.....	16
1.2.3 Traitements de la scoliose.....	17

1.2.3.1 Traitements non-effractifs	17
1.2.3.2 Traitements chirurgicaux	19
1.3 Mesures expérimentales du rachis instrumenté.....	23
1.3.1 Revue des modèles rachidiens	24
1.3.2 Revue critique des protocoles expérimentaux	25
1.3.3 Revue critique des expérimentations sur des rachis instrumentés	31
CHAPITRE 2 - MATÉRIEL ET MÉTHODES	41
2.1 Rappel de la problématique et des objectifs.....	41
2.2 Protocoles expérimentaux	42
2.2.1 Description et préparation des modèles rachidiens.....	44
2.2.2 Description et préparation de l'appareillage expérimental	48
2.2.3 Expérimentation.....	51
2.2.4 Traitement des données.....	56
2.3 Caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure	59
2.3.1 Description des paramètres	59
2.3.2 Plan d'expérimentation	60
2.4 Exploitation des résultats	61
2.5 Validation des résultats	62
2.5.1 Évaluation des sources d'erreur	62
2.5.2 Désalignement axial.....	64
2.5.3 Précision des points et vecteurs	64

2.5.4 Erreur de projection	66
2.5.5 Erreur de synchronisation	66
2.5.6 Effet de la pré charge	67
2.5.7 Effet des conditions aux limites	67
CHAPITRE 3 - RÉSULTATS DES EXPÉRIMENTATIONS.....	69
3.1 Résultats généraux des protocoles expérimentaux.....	69
3.1.1 Raideur	70
3.1.2 Couplage	71
3.1.3 Mobilité.....	73
3.1.4 Angle résiduel	74
3.1.5 Méthodes de calcul de la raideur	75
3.2 Résultats de la caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure.....	75
3.2.1 Raideur	76
3.2.2 Couplage	79
3.2.3 Mobilité.....	80
3.2.4 Angle résiduel	80
3.2.5 Tableau résumé des paramètres significatifs	81
3.3 Résultats de l'exploitation.....	81
3.3.1 Raideur	81
3.3.2 Couplage	83
3.3.3 Mobilité.....	84

3.4 Résultats de la validation	85
3.4.1 Erreur du plan expérimental.....	85
3.4.2 Désalignement axial.....	86
3.4.3 Précision des points et vecteurs	87
3.4.4 Erreur de projection	87
3.4.5 Erreur de synchronisation	87
3.4.6 Effet de la pré charge	88
3.4.7 Effet des conditions aux limites.....	89
3.4.8 Tableau résumé des erreurs et effets.....	91
CHAPITRE 4 - DISCUSSION	93
4.1 Protocoles expérimentaux	93
4.1.1 Étude comparative avec la littérature.....	95
4.2 Caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure	98
4.2.1 Étude comparative avec la littérature.....	98
4.3 Exploitation des résultats	99
4.3.1 Comparaison avec la pratique chirurgicale.....	101
4.4 Validation des résultats	101
4.4.1 Validation de la pré charge et des conditions aux limites.....	102
CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS	104
RÉFÉRENCES.....	106

ANNEXES	116
---------------	-----

LISTE DES TABLEAUX

Tableau 1.1 : Expérimentations employant une pré charge	30
Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés	33
Tableau 2.1 : Points de références.....	53
Tableau 2.2 : Protocole expérimental	55
Tableau 2.3 : Méthodes de calcul de la raideur.....	58
Tableau 2.4 : Paramètres et modalités (signes -1 et +1)	59
Tableau 2.5 : Modalités du plan d'expérimentation Box, Hunter et Hunter.....	60
Tableau 2.6 : Estimation des erreurs expérimentales.....	63
Tableau 2.7 : Conditions aux limites des essais 1 et 2 (E1 et E2)	68
Tableau 3.1 : Résumé des raideurs (N.m./degré) initiale (RI), finale (RF) et moyenne (RM) de R4_E1 selon les cas de chargement.....	71
Tableau 3.2 : Mobilités finales (degrés).....	74
Tableau 3.3 : Tableau des données significatives sur la raideur initiale (FE) en caractères gras (tirées du logiciel Statistica).....	77
Tableau 3.4 : Tableau des données significatives sur la raideur finale (FE) en caractères gras (tirées du logiciel Statistica).....	78
Tableau 3.5 : Résumé des paramètres les plus significatifs sur l'augmentation des variables de réponses.....	81
Tableau 3.6 : Raideurs (N.m./degré) théorique des tiges seules et expérimentale des modèles rachidiens non-instrumentés	82

Tableau 3.7 : Écarts types (N.m./degré) expérimentaux sur la raideur finale.....	85
Tableau 3.8 : Coefficients R^2 (FE, IL,T).....	86
Tableau 3.9 : Comparaison des origines O1 mesurée et calculée (O1M et O1C)	87
Tableau 3.10 : Résumé des erreurs et effets sur la raideur finale	91
Tableau 4.1 : Comparaison des résultats avec les données publiées.....	96
Tableau 4.2 : Comparaison des raideurs en torsion	98
Tableau 4.3 : Effets des paramètres sur les raideurs et couplage pour des considérations de raideurs maximales et couplage minimal.....	100

LISTE DES FIGURES

Figure 1.1 : Composantes principales de la colonne vertébrale.....	5
Figure 1.2 : Anatomie descriptive typique d'une vertèbre.....	6
Figure 1.3 : Cage thoracique.....	6
Figure 1.4 : Bassin	7
Figure 1.5 : Ligaments de la colonne vertébrale et de l'UF.....	8
Figure 1.6 : Biomécanique du disque (a) structure anisotrope du disque (b) différentes charges sur le disque L3-L4 dues au poids versus la position	10
Figure 1.7 : Anatomie des vertèbres (a) cervicale (b) thoracique (c) lombaire	11
Figure 1.8 : Orientations approximatives des facettes articulaires (a) cervicales -45° et 0° (b) thoraciques -60° et $\pm 20^{\circ}$ (c) lombaires -90° et $\pm 45^{\circ}$	12
Figure 1.9 : (a) Application des forces et moments (b) couplages principaux	14
Figure 1.10 : Types de scoliose, de gauche à droite: lombaire, thoracolombaire, double (thoracique et lombaire), thoracique.....	16
Figure 1.11 : Représentation de la scoliose et de la gibbosité	16
Figure 1.12 : (a) Angle de Cobb (b) Angle de Fergusson.....	17
Figure 1.13 : (a) plâtre (b) corset de Milwaukee (c) corset de Boston.....	18
Figure 1.14 : Principe biomécanique de correction de l'instrumentation antérieure	20
Figure 1.15 : Instrumentation CDHE, vis et bouchons.....	21
Figure 1.16 : Positionnement du patient et voies endoscopiques.....	22

Figure 1.17 : Étapes de la chirurgie antérieure	23
Figure 1.18 : Montages (a) du laboratoire de recherche orthopédique de l'université McGill (b) du laboratoire de recherche orthopédique de l'université du Vermont (c) pour l'étude de la nucléotomie (d) pour l'étude de l'arthrodèse	25
Figure 1.19 : (a) Pré charge tangente (L1-L5) (b) Pré charge tangente (C2-T2)	31
Figure 1.20 : (a) IA sur T13-L5 bovins (b) IA sur L1 humain (c) IA sur L2-L5 bovins (d) IP sur T3-T12 synthétiques avec cyphose thoracique	32
Figure 2.1 : Montage du protocole expérimental (a) MTS, caméra optique 3D et modèle rachidien (b) dimensions (mm) de la MTS (c) dimensions (mm) du plateau	43
Figure 2.2 : Modèles rachidiens Sawbones	44
Figure 2.3 : Dimensions des modèles rachidiens Sawbones	45
Figure 2.4 : Étapes de la préparation des modèles rachidiens	46
Figure 2.5 : Ancrage des modèles rachidiens (a) vérification du positionnement axial (b) coulage du métal de fixation (c) résultat final	47
Figure 2.6 : Conditions aux limites (a) du socle inférieur (b) du socle supérieur	48
Figure 2.7 : Étapes de mise en place (a) fixation du socle inférieur sur le plateau (b) installation de la caméra 3D Visualeyez (c) installation du pointeur	49
Figure 2.8 : Deux des trois tripodes de diodes sur le socle supérieur et sur le bras de levier solidaire au mandrin de la MTS	49
Figure 2.9 : Application de la pré charge à l'aide d'un câble	50
Figure 2.10 : Assemblages finaux pour les trois cas de chargement	51

Figure 2.11 : Chargement de la vertèbre supérieure à l'aide de câbles.....	52
Figure 2.12 : Position des points, plans, trièdres de référence et diodes (a) Modèle rachidien sur la MTS (b) pointeur (c) caméra optique 3D (d) tripodes de diodes	54
Figure 2.13 : Calcul de l'angle de rotation et de la correction sur le moment de force due au poids du socle supérieur et à la variation de l'angle d'application de la charge (chargement en FE ou IL)	57
Figure 2.14 : Calcul de l'angle de rotation et de la correction sur le moment de force due à la variation de l'angle d'application de la charge (chargement en T).....	57
Figure 2.15 : Configuration schématique des modèles rachidiens R1-R8 testés	61
Figure 2.16 : Paires de points mesurées sur le bloc calibré	65
Figure 2.17 : Points mesurés pour la comparaison des écarts entre O1M et O1C.....	65
Figure 2.18 : Configuration de la pré charge originale en plan AP (gauche) et configuration opposée (droite).....	67
Figure 3.1 : Réponses typiques principale et secondaires (couplages) (a) FE (b) IL (c) T	70
Figure 3.2 : Raideur finale (a) FE (b) IL (c) T	71
Figure 3.3 : Paires de modèles rachidiens avec couplages similaires (FE).....	72
Figure 3.4 : Paires de modèles rachidiens avec couplages similaires (IL).....	72
Figure 3.5 : Comportement initial des courbes en chargement IL (R1 avec vis à 22.5 degrés).....	73
Figure 3.6 : Angles résiduels (FE)	74
Figure 3.7 : Comparaison des méthodes de calcul de la raideur finale (FE)	75

Figure 3.8 : Pareto des paramètres significatifs sur la raideur initiale (FE).....	76
Figure 3.9 : Pareto des paramètres significatifs sur la raideur finale (FE).....	78
Figure 3.10 : Pareto des paramètres significatifs sur les couplages (FE)	
(a) selon la direction IL (b) selon la direction T	79
Figure 3.11 : Pareto des paramètres significatifs sur la mobilité finale (FE).....	80
Figure 3.12 : Effet des paramètres sur la raideur globale finale pour les 3 cas de chargement combinés.....	82
Figure 3.13 : Comparaison des raideurs finales pour une variation de l'angle des vis de 22.5 degrés (gauche) à coronal (droite).....	83
Figure 3.14 : Comparaison des couplages pour une variation de l'angle des vis de 22.5 degrés (gauche) à coronal (droite)	84
Figure 3.15 : Pareto sur la mobilité globale finale pour les 3 cas de chargement combinés	84
Figure 3.16 : Effet de la configuration de la pré charge sur la raideur moyenne.....	88
Figure 3.17 : Raideur moyenne de R9 et R10 non-instrumentés	89
Figure 3.18 : Effets des conditions aux limites (a) FE (b) IL	90
Figure 4.1 : Compression du greffon du côté de la tige en IL	97
Figure A.1 : Tripode de diodes et dièdre de référence.....	117
Figure A.2 : Cône de calibrage de l'extrémité du pointeur.....	117
Figure A.3 : Position des points de référence pour le calcul du CCV	119
Figure A.4 : Courbes des répétitions en chargement FE.....	121
Figure A.5 : Courbes des répétitions en chargement IL.....	122

Figure A.6 : Courbes des répétitions en chargement T	123
Figure A.7 : Histogrammes des raideurs initiales (FE, IL, T)	124
Figure A.8 : Paretos des raideurs initiales (IL, T).....	125
Figure A.9 : Paretos des raideurs finales (IL, T).....	126
Figure A.10 : Histogrammes des raideurs moyennes (FE, IL, T)	127
Figure A.11 : Paretos des raideurs moyennes (FE, IL, T)	128
Figure A.12 : Histogrammes des couplages (FE, IL, T)	129
Figure A.13 : Paretos des couplages en chargement IL	130
Figure A.14 : Paretos des couplages en chargement T	131
Figure A.15 : Paretos des mobilités finales (IL, T).....	132
Figure A.16 : Histogrammes des angles résiduels (IL,T)	133
Figure A.17 : Paretos des angles résiduels (FE, IL, T)	134
Figure A.18 : Histogrammes des comparaisons des méthodes de calcul (IL, T).....	135
Figure A.19 : Histogramme de l'effet de la pré charge en raideur initiale (FE).....	136
Figure A.20 : Histogramme de la raideur initiale des modèles rachidiens	137

LISTE DES ANNEXES

Annexe I : Calcul des coordonnées et des vecteurs directeurs.....	117
Annexe II : Calcul du CCV et des axes de références du socle	119
Annexe III : Courbes des répétitions en chargement en FE, IL et T.....	121
Annexe IV : Résultats de la raideur initiale (RI), finale (RF) et moyenne (RM)	124
Annexe V : Résultats sur le couplage	129
Annexe VI : Résultats de la mobilité finale (MF).....	132
Annexe VII : Résultats sur les angles résiduels	133
Annexe VIII : Résultats des méthodes de calculs de la raideur finale (RL vs SPL).....	135
Annexe IX : Résultats sur la configuration de la pré charge.....	136
Annexe X : Résultats des modèles rachidiens non instrumentés R9 et 10.....	137

LISTE DES SIGLES ET ABRÉVIATIONS

3D	tridimensionnel
AP	antéro-postérieur
CDHE	Cotrel-Dubousset Horizon Eclipse
CCV	centre du corps vertébral
ddl	degré de liberté
FE	flexion
IL	inflexion latérale
mm	millimètre
MF	mobilité finale
N	Newton
N.m.	Newton-mètre
PA	postéro-antérieur
RI	raideur initiale
RF	raideur finale
RL	régression linéaire
RM	raideur moyenne
SPL	spline
T	torsion
UF	unité fonctionnelle

INTRODUCTION

La scoliose idiopathique est une déformation tridimensionnelle de la colonne vertébrale et de la cage thoracique qui se manifeste généralement à l'adolescence lors de la période de croissance. Pour les scolioses peu importantes à modérées, des corsets sont utilisés pour stopper la progression. Dans les cas plus sévères on a recours à des instrumentations chirurgicales combinées à une arthrodèse pour effectuer la correction. La chirurgie s'effectue par abord postérieur, la plus fréquente, ou par abord antérieur.

L'instrumentation antérieure, telle la Cotrel Dubousset Horizon Eclipse, possède deux atouts importants versus l'instrumentation postérieure : elle nécessite moins de niveaux instrumentés (Lowe et coll., 2003) et peut s'effectuer par endoscopie (Newton et coll., 1998). En conséquence, la mobilité du rachis instrumenté demeure plus grande et le processus de guérison est accéléré. Il a aussi été démontré que l'enlèvement des disques, nécessaire lors de l'approche chirurgicale antérieure, procure une flexibilité plus grande au rachis, donc une plus grande facilité à effectuer la correction. De plus, la technique de mise en place du greffon a peu d'impact sur la correction (Ouellet et coll., 2002). Cependant, l'instrumentation antérieure présente plus de complications que la postérieure, principalement dans les premiers mois suivant la chirurgie (Betz et coll., 2001 ; Denis et coll., 1994). Ces complications peuvent avoir pour cause, pour un taux de 10-50%, la fusion osseuse non-complète, le temps requis se situant normalement entre 4 et 12 mois. Enfin, des pertes de correction de l'ordre de 20-40% se produisent aussi en post-opératoire.

L'impact biomécanique de la configuration des paramètres de l'instrumentation chirurgicale antérieure du rachis scoliotique, en conditions post-opératoires, est difficile à évaluer par le chirurgien orthopédiste en planning pré-opératoire. Les choix pré-opératoires s'effectuent principalement sur des bases empiriques, d'expérience et de

considérations biomécaniques de base. Durant l'opération, des ajustements de stratégies peuvent aussi survenir.

Les modèles de rachis cadavériques humains (Cripton et coll., 2000; Hitchon et coll., 1999; Horton et coll., 1996; Kostuik et coll., 1998; Liljenqvist et coll., 2001) et animaux (Fricka et coll., 2002; Johnston et coll., 1987; Oda et coll., 2000; Schramm et coll., 1999; Shimanoto et coll., 2001; Shono et coll., 1991; Spiegel et coll., 2000; Wattenberger et coll., 2001; Zdeblick et coll., 1993) sont toujours les plus utilisés pour effectuer des essais in-vitro d'instrumentations du rachis. Cependant, les modèles de rachis synthétiques sont couramment utilisés pour tester des implants rachidiens car ils offrent les avantages de fournir des propriétés mécaniques constantes et d'être adaptables aux situations de test (Wilke et coll., 1997).

Une controverse existe dans le milieu de l'expérimentation du rachis quant au choix des conditions de fixation aux limites (Grassman et coll., 1998). Deux types d'ancrage des vertèbres supérieures des échantillons sont présentés dans la littérature. Le premier où les échantillons sont contraints avec chargements purs et où le protocole est plus complexe mais l'analyse des résultats et la comparaison avec la littérature plus faciles (Wilke et coll., 1998). Le deuxième où les échantillons sont non contraints, où les rotations dans les plans de non chargement (couplages) sont mieux représentés et où le protocole est plus simple mais l'analyse des résultats plus difficile.

Les pré chargements en compression ne sont, à priori, pas utilisés en raison du flambage généré lors d'expérimentation sur des rachis à plusieurs niveaux. Si, par contre, la pré charge est appliquée de façon tangente à la courbe physiologique du rachis, elle ne produit que l'effet de compression recherché (Pathwardan et coll., 1999).

Les principaux paramètres les plus étudiés sur des instrumentations postérieures et antérieures sont : le positionnement des crochets et vis, la comparaison

d'instrumentations, la force d'arrachement des vis, la quantité et le diamètre des tiges, la quantité et le type de crochet et l'effet de la technique de pose du greffon.

L'objectif général de ce projet est de caractériser les paramètres qui influent sur la raideur du rachis instrumenté en conditions post-opératoires à l'aide de différents protocoles expérimentaux dans le but de vérifier l'hypothèse qu'il existe une relation entre les paramètres de l'instrumentation antérieure et la raideur du rachis instrumenté.

Ce mémoire est divisé en 4 chapitres. Le premier présente une revue des connaissances sur l'anatomie et la fonctionnalité du rachis, sur la scoliose et ses traitements et enfin sur les protocoles et expérimentations effectués avec instrumentation chirurgicale. Le deuxième aborde la méthodologie et les méthodes employées pour caractériser et exploiter les paramètres de l'instrumentation antérieure. Le troisième chapitre présente les résultats alors que le dernier discute ceux-ci. Une conclusion, des recommandations et dix annexes présentant des résultats complémentaires terminent ce travail.

CHAPITRE 1 - REVUE DES CONNAISSANCES

1.1 Anatomie du tronc et fonctionnalité du rachis

Cette section présente de façon générale l'anatomie du tronc humain et détaille l'anatomie de la colonne vertébrale. Par la suite, une description de l'unité fonctionnelle est présentée pour enfin terminer avec l'anatomie fonctionnelle du rachis. À moins d'indications contraires, les sections 1.1.1 à 1.1.3 se basent sur les références suivantes : White et Panjabi (1990) et Moore (1992). Le système de référence global de la SRS (Scoliosis Research Society) où X est vers l'avant, Y vers la gauche et Z vers le haut (Stokes et coll., 1994) est utilisé tout au long de ce mémoire.

1.1.1 Anatomie descriptive du tronc

Le tronc est composé de la colonne vertébrale, aussi nommée rachis, de la cage thoracique, du bassin, de muscles et de ligaments.

Le rachis est une structure osseuse, solide et flexible qui a un rôle de support et qui protège la moelle épinière lors d'un impact, à la façon d'un étui protecteur. Cette longue tige osseuse est située à la partie dorsale et médiane du tronc. Elle est la charpente centrale de l'organisme, étendue du crâne au bassin. La colonne vertébrale sert aussi d'attache à la cage thoracique. En vue frontale, la colonne vertébrale apparaît généralement droite et symétrique. Dans le plan latéral ou sagittal on retrouve quatre courbures naturelles (figure 1.1). Ces courbures sont convexes au niveau antérieur dans les régions cervicale et lombaire (lordoses) et convexes au niveau postérieur dans les régions thoracique (dorsale) et sacrée (cyphoses).

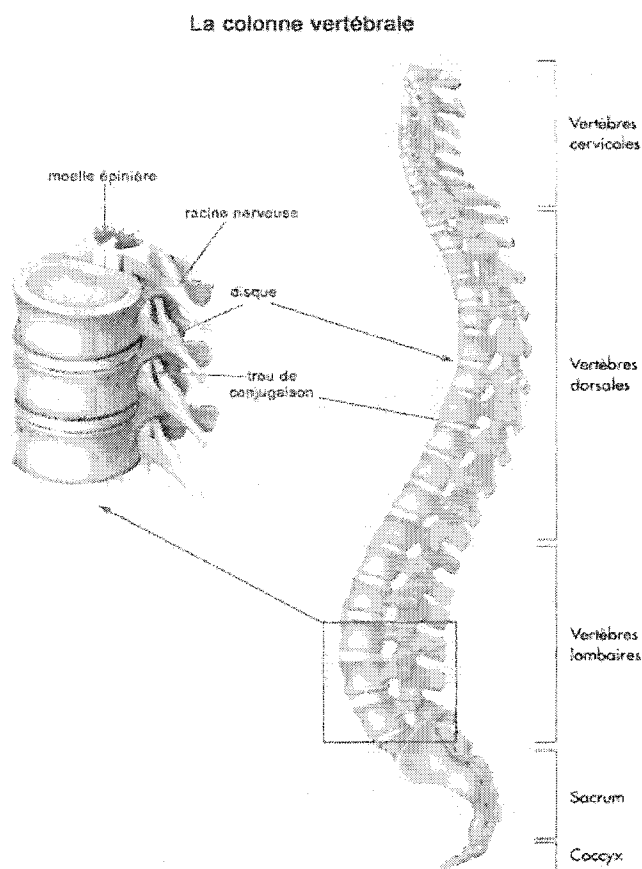


Figure 1.1 : Composantes principales de la colonne vertébrale
 (tirée de www.medecine-et-sante.com. Site consulté le 20 novembre 2002)

Les trente-trois vertèbres (7 cervicales, 12 thoraciques (dorsales), 5 lombaires, 5 sacrées fusionnées et 4 segments coccygiens fusionnés) sont les composantes rigides et mobiles de la colonne. Elles se composent (figure 1.2) d'un corps vertébral, d'un arc postérieur (formé de deux pédicules, de deux lames vertébrales, d'une apophyse épineuse, de deux apophyses transverses et de quatre apophyses articulaires), d'un trou vertébral qui engendre le canal rachidien par lequel la moelle épinière passe et enfin, des trous de conjugaison (foramen) par lesquels les racines nerveuses se connectent sur la moelle épinière. Les faces supérieures et inférieures du corps vertébral constituent les plateaux vertébraux. La structure osseuse du corps vertébral est solide à l'extérieur (os cortical)

alors qu'elle est spongieuse à l'intérieur (os spongieux). La colonne vertébrale se termine par le coccyx, appendice caudal atrophié.

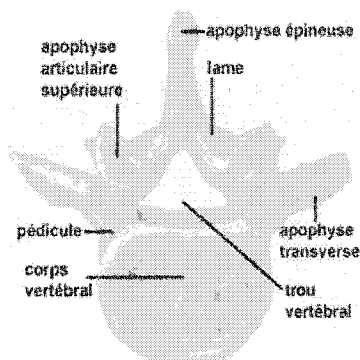


Figure 1.2 : Anatomie descriptive typique d'une vertèbre
(tirée de www.infopedi.com. Site consulté le 20 novembre 2002)

La cage thoracique comprend généralement 12 paires de côtes et le sternum, le tout attaché sur les vertèbres thoraciques (figure 1.3). Les côtes sont des os de sections elliptiques qui relient la colonne vertébrale au sternum. Les 7 premières paires de côtes sont reliées au sternum de façon individuelle alors que les 3 paires suivantes se fusionnent pour ne former qu'un point d'attache sur le sternum. Les deux dernières sont flottantes et se terminent dans les muscles et non sur le sternum.

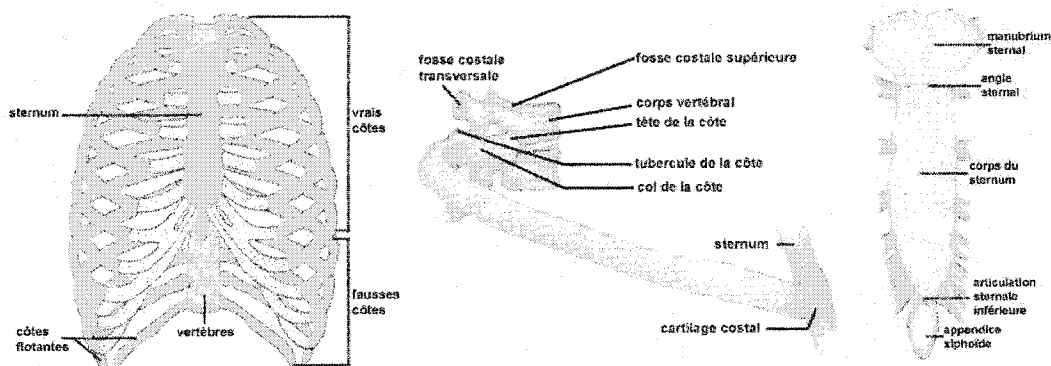


Figure 1.3 : Cage thoracique
(tirée de www.infopedi.com. Site consulté le 20 novembre 2002)

Le bassin est en forme d'entonnoir. Il est plus évasé chez la femme que chez l'homme. Le bassin se compose de trois os : le sacrum et les deux os coxaux (figure 1.4). Le sacrum est en fait un assemblage de vertèbres soudées ensemble. Il est dans le prolongement direct de la colonne vertébrale. L'os coxal résulte de la fusion des trois points d'ossification principaux : le pubis (portion antérieure), l'ischion (partie postérieure-inférieure) et l'aile iliaque ou ilion (partie postérieure-supérieure). Enfin, l'os coxal porte sur son bord postérieur une pointe acérée, l'épine sciatique ou ischiatique.

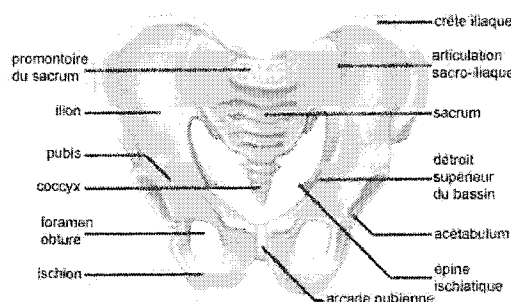


Figure 1.4 : Bassin

(tirée de www.infopedi.com. Site consulté le 20 novembre 2002)

1.1.2 Description de l'unité fonctionnelle

L'unité fonctionnelle (UF), la plus petite unité structurale du rachis, se compose de deux vertèbres (cf. section 1.1.1), d'un disque intervertébral et de sept ligaments.

Les disques constituent 20-33% de la hauteur totale de la colonne vertébrale. Ils sont composés de trois régions principales : le noyau pulpeux (habituellement excentrique), l'anneau fibreux (périphérique) et la plaque cartilagineuse. L'épaisseur des disques intervertébraux varie entre 3 mm (premiers disques thoraciques), 5 à 6 mm (disques cervicaux) et 10 à 15 mm (disques lombaires). Dans les régions cervicale et lombaire, le disque est plus épais en avant qu'en arrière. La composition du disque de l'adulte comprend, dans des proportions variables, de l'eau (65 à 90%) et des fibres de collagène.

Les ligaments se composent de tissus collagènes et connectent les os entre eux. Ils se divisent ainsi (figure 1.5) : le ligament longitudinal antérieur, le ligament longitudinal postérieur, le ligament jaune (flavia), le ligament interépineux, le ligament surépineux, le ligament inter-transverse (qui n'existe qu'au niveau thoracique et lombaire) et le ligament capsulaire. Le ligament longitudinal antérieur est un ruban fibreux qui tapisse les faces antérieure et latérale des corps vertébraux et des disques intervertébraux. Le ligament longitudinal postérieur est une bande fibreuse étroite et verticale, qui adhère à la face postérieure des disques, qui s'élargit au niveau des disques et se rétrécit au niveau des corps vertébraux. Le regroupement des ligaments jaune, interépineux et surépineux se nomme "éléments postérieurs". Le complexe articulaire incorpore l'ensemble ligaments capsulaires et facettes articulaires.

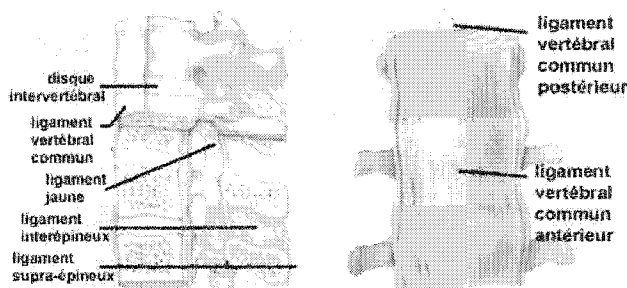


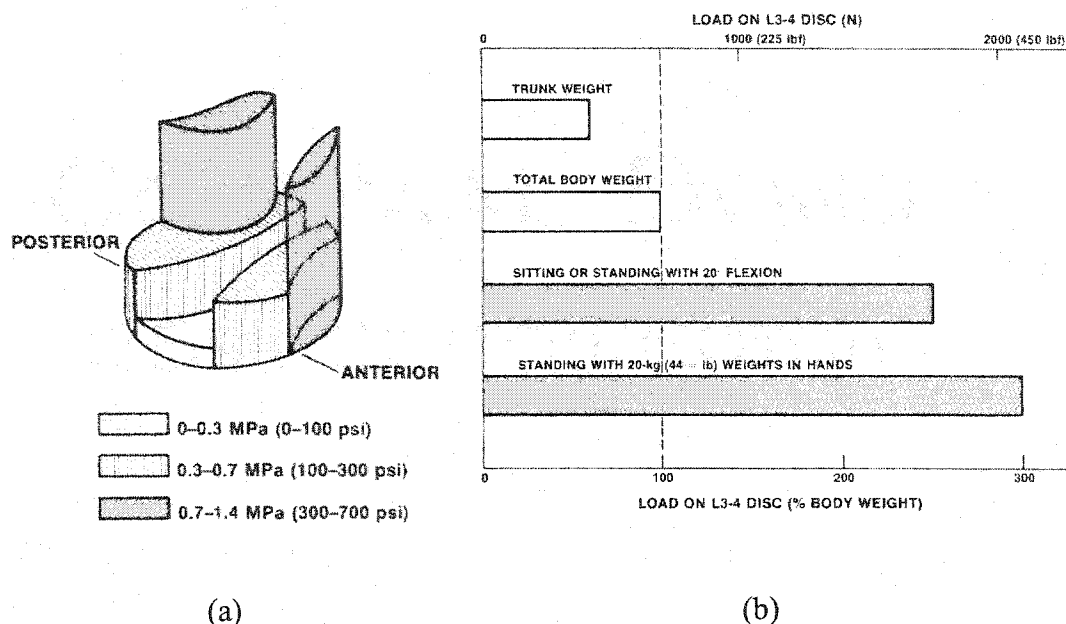
Figure 1.5 : Ligaments de la colonne vertébrale et de l'UF
(tirée de www.infopedi.com. Site consulté le 20 novembre 2002)

1.1.3 Anatomie fonctionnelle du tronc

Les quatre courbures anatomiques naturelles de la colonne vertébrale lui procurent une flexibilité accrue, une capacité d'absorption des chocs augmentée tout en maintenant de façon adéquate la rigidité et la stabilité nécessaires aux joints intervertébraux. Les courbures thoracique et sacrée sont structurales et sont dues à la hauteur verticale moindre des bordures antérieures versus les bordures postérieures. Les courbures cervicales et lombaires sont largement dues aux formes cunéiformisées des disques

intervertébraux. En conséquence, si une force de distraction est appliquée sur la colonne entière, les lordoses cervicale et lombaire deviennent plus aplaties comparées à la cyphose thoracique. De façon générale, les UF sont plus flexibles en tension qu'en compression et ce pour toutes les régions du rachis et elles sont plus flexibles en flexion qu'en extension et ce, aussi, pour toutes les régions du rachis excepté pour le joint sacro-iliaque. Enfin, le centre de rotation de l'UF est situé postérieurement, environ au 2/3 de l'axe qui passe par le centre du disque dans le plan latéral. Ce centre de rotation se déplace selon les mouvements, principalement en inflexion latérale et en flexion (Gertzbein et coll., 1986 ; Petit et coll., 2003 ; Yoshioka et coll., 1990).

Les disques intervertébraux agissent comme un amortisseur entre les vertèbres. La structure anisotrope interne du disque intervertébral est spécialisée pour certains types d'efforts. Les propriétés mécaniques de résistance à la traction présentées à la figure 1.6a montrent une grande plage, variant de 0 MPa à 1.4 MPa. Le disque est plus résistant dans les régions antérieures et postérieures et plus faible au centre. Les disques sont sujets à des variations considérables de forces et moments. Ils sont responsables, avec les facettes articulaires, de supporter tous les efforts de compression appliqués sur la colonne. La force sur le disque L3-L4, pour une personne assise ou debout avec une flexion de 20 degrés, est plus de deux fois la force normalement présente pour une personne sans flexion (figure 1.6b), donc dépasse de beaucoup le poids de la portion du corps situé au-dessus de ce disque. Cette augmentation des forces provient de la modification des volumes inter-vertébraux causant une reconfiguration volumique des disques. Le disque est principalement sujet à des efforts de compression. Cependant, des efforts de tension sont présents dans certaines portions du disque lors de mouvements de flexion, extension ou d'inflexion latérale. Des efforts de torsion causant des contraintes de cisaillement apparaissent lors de la rotation axiale du tronc. Une combinaison de rotation axiale et d'inflexion latérale produit des efforts de tension, compression et cisaillement. Enfin, la réponse des disques dépend de l'état de dégénération (qui dépend de l'âge), du type de charge et de sa durée (viscoélasticité).



**Figure 1.6 : Biomécanique du disque (a) structure anisotrope du disque
(b) différentes charges sur le disque L3-L4 dues au poids versus la position
(tirée de White et Panjabi, 1990)**

La colonne seule, sans ligaments et muscles, ne peut supporter qu'environ 20 N avant de flamber. Les ligaments ont des structures uniaxiales qui sont plus efficaces à transmettre les efforts dans la direction des fibres. Les ligaments résistent bien aux efforts de tension mais flambent lorsque soumis à des efforts de compression. Les principaux ligaments de soutien sont les ligaments longitudinaux antérieur et postérieur, qui longent la colonne vertébrale du cou au sacrum. Le ligament longitudinal antérieur, plus large, est fixé aux vertèbres et aux disques intervertébraux. Il a un rôle de maintien et empêche l'extension excessive vers l'arrière de la colonne. Le ligament longitudinal postérieur permet d'éviter la flexion excessive vers l'avant. Il est plus étroit et moins résistant. Il est fixé uniquement aux disques. Les ligaments rachidiens ont une courbe force-déformation non linéaire où une petite force initiale produit une grande déformation. L'inverse se produit lorsque le ligament est près de son extension maximale.

Les mouvements du corps sont générés par les muscles par le biais de moments. Les muscles génèrent aussi de la résistance suite à l'application d'une charge externe. Plus important encore, ils procurent la mobilité et la stabilité dynamique au rachis. Pour ce faire, les muscles doivent générer des forces isométriques (dans le sens des fibres musculaires) pour modifier leur longueur et ainsi augmenter la rigidité du système rachidien via les ligaments. Il peut arriver que l'activation d'un muscle en réponse à un effort externe ou à un mouvement produise un mouvement intervertébral non-désiré. D'autres muscles doivent alors entrer en jeu pour limiter ces mouvements. Il existe des muscles extenseurs et des muscles fléchisseurs. Les muscles contrôlant directement les mouvements de la colonne vertébrale se composent de muscles post-vertébraux, courts, intermédiaires, superficiels et pré-vertébraux.

La géométrie des vertèbres dans les régions de C3 à L5 est similaire. Cependant la grosseur et la masse augmentent de la première cervicale jusqu'à la dernière lombaire (figure 1.7). Cette adaptation est nécessaire à cause de la masse croissante que supportent les vertèbres lombaires.

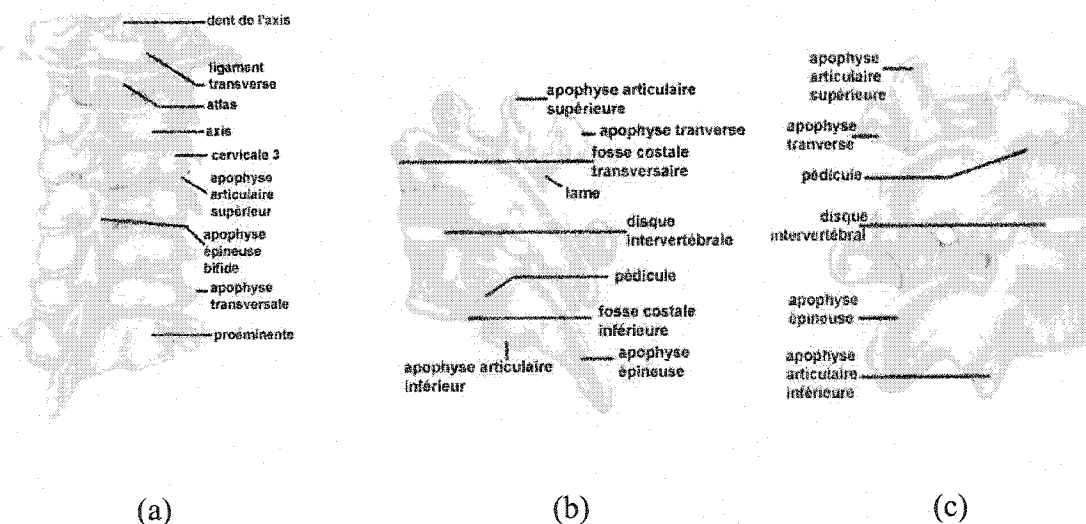


Figure 1.7 : Anatomie des vertèbres (a) cervicale (b) thoracique (c) lombaire

(tirée de www.infopedi.com. Site consulté le 20 novembre 2002)

Les vertèbres cervicales (figure 1.7a) sont plus évasées pour permettre une plus grande mobilité en rotation, les vertèbres thoraciques possèdent des joints costo-vertébraux, ou fosses costales, pour les côtes (figure 1.7b), les vertèbres lombaires (figure 1.7c) ont des apophyses épineuses moins élancées alors que les vertèbres sacrées sont fusionnées.

Les formes, orientations et positions des facettes articulaires influencent les différents mouvements de la colonne vertébrale. Leurs orientations dans l'espace vont déterminer leur importance biomécanique. La figure 1.8 présente l'évolution de ces joints de C2 à L5 par rapport à l'horizontal (rectangles en lignes discontinues). Les angles augmentent de L1-L2 à L5-S1. Le joint L4-L5 est particulier avec une différence approximative de 30 degrés.

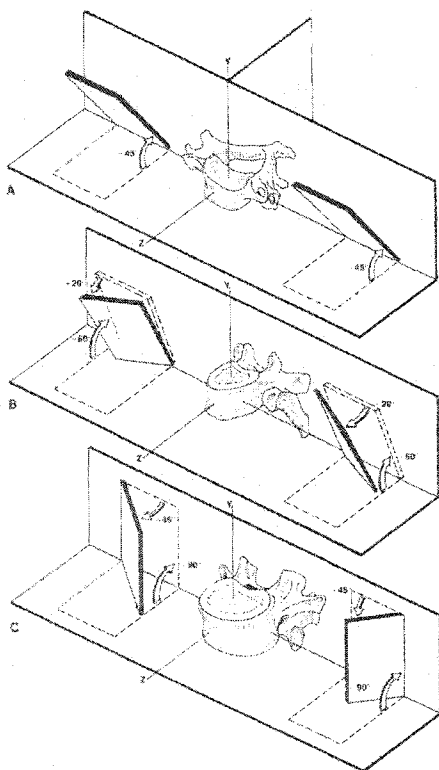


Figure 1.8 : Orientations approximatives des facettes articulaires
 (a) cervicales -45° et 0° (b) thoraciques -60° et $\pm 20^\circ$ (c) lombaires -90° et $\pm 45^\circ$
 (tirée de White et Panjabi, 1990)

Les facettes articulaires supportent de 0% à 33% des charges, dépendamment de la posture. À 0%, les ligaments capsulaires sont sujets à des tensions. En rotation (torsion) le disque et les ligaments longitudinaux se partagent chacun 45%. Le 10% restant est supporté par les autres ligaments rachidiens. La rigidité en torsion augmente de T7-T8 à L3-L4 avec un maximum à T12-L1 due à la configuration changeante des facettes articulaires. Les facettes articulaires jouent un rôle important dans la protection des disques car elles permettent une rotation maximale inférieure à 5 degrés alors que les disques intervertébraux peuvent être soumis à un effort de torsion jusqu'à 22 degrés sans rupture. Il a aussi été démontré qu'il y a une relation exponentielle entre la résistance mécanique d'une vertèbre versus la concentration de tissus osseux présente dans cette vertèbre. Cette résistance diminue aussi avec l'âge, due à la diminution du contenu en tissus et minéraux osseux. Il y a diminution rapide de 20 à 40 ans et ensuite une stabilisation.

La cage thoracique possède plusieurs fonctions biomécaniques importantes reliées au rachis. Elle sert de barrière protectrice contre les impacts antérieurs ou de côtés, permettant l'absorption de l'énergie d'impact. Elle rigidifie et solidifie le rachis pour permettre une plus grande résistance aux déformations. Elle procure un effet de moment d'inertie occasionnant une rigidité accrue lors de chargement occasionnant une rotation. Les joints costo-vertébraux procurent des structures ligamentaires additionnelles qui contribuent à la rigidité du rachis. En flexion, il a été démontré que les joints costo-vertébraux procurent la stabilité au rachis lorsque tous les autres supports sont sectionnés. Si les joints CV sont coupés alors le rachis s'effondre. Les côtes, lorsque soumises à des efforts (une extrémité fixe et l'autre en chargement dans différentes directions) montrent une grande flexibilité (pour 10 N on a 25 mm de déformation) et aussi des effets de couplage dus à la forme courbée des côtes.

Les 4 mouvements physiologiques (flexion, extension, inflexion latérale et torsion) sont intimement liés. Le mécanisme responsable est le couplage, dû à la géométrie

individuelle des vertèbres, aux ligaments, aux disques ainsi qu'aux courbures naturelles de la colonne vertébrale. Le couplage a pour effet d'induire des contraintes complexes dans différentes directions sur les disques intervertébraux. Le couplage est présent dans le rachis thoracique mais est plus commun dans le rachis cervical et lombaire. Les études de couplage sont effectuées en général avec l'application de 12 forces et moments et la mesure des 6 degrés de liberté (ddl) des vertèbres dont 3 translations et 3 rotations tels que présenté à la figure 1.9a.

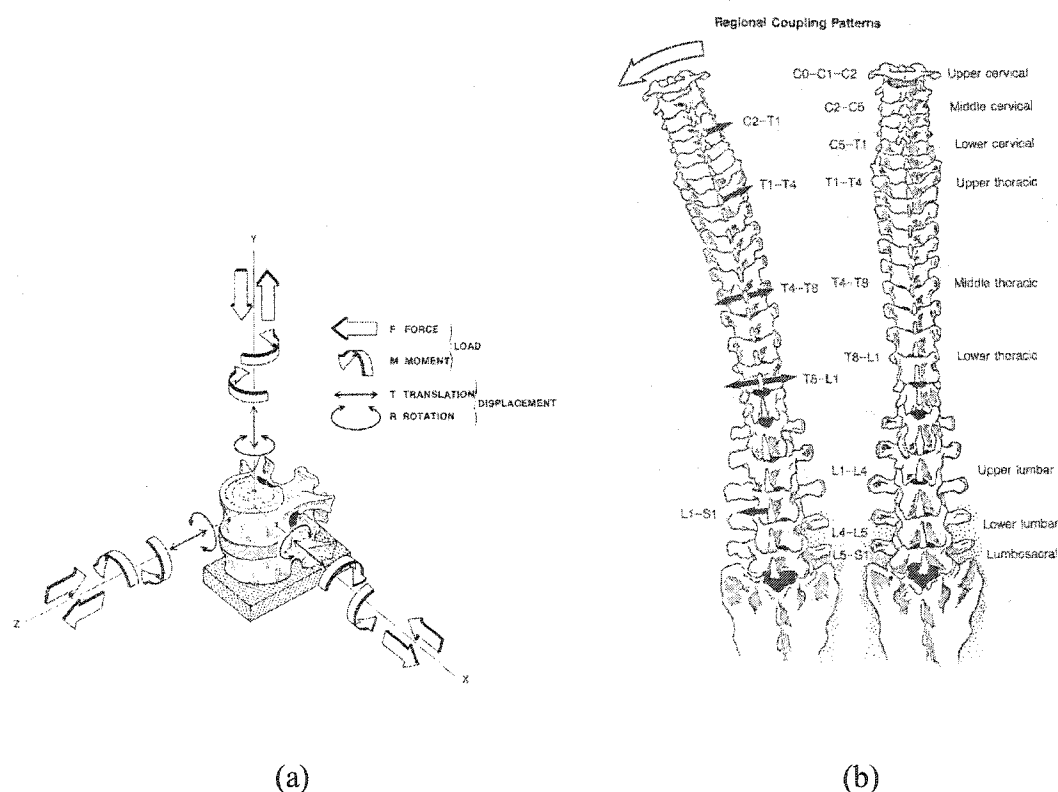


Figure 1.9 : (a) Application des forces et moments (b) couplages principaux
(tirée de White et Panjabi, 1990)

Lorsqu'un segment lombaire est tourné axialement, il fléchit dans les plans frontal et sagittal. Et de même, si ce segment subit une inflexion latérale, il fléchit dans le plan sagittal et tourne axialement. Les couplages les plus importants et les plus étudiés se

produisent comme suit, selon la figure 1.9b. Il est important de noter les signes – et +, parfois inverses, parfois similaires.

- Dans la région cervicale et thoracique haute : pour une inflexion latérale (-z) on obtient une rotation axiale (+y) .
- Dans la région thoracique moyenne et basse : pour une inflexion latérale (-z) on obtient une rotation axiale ($\pm y$).
- Dans la région lombaire : pour une inflexion latérale (-z) on obtient une rotation axiale (-y).

1.2 Scoliose idiopathique

Cette section présente la scoliose idiopathique. Elle se divise en trois parties dont la présentation des origines et des types de scolioses idiopathiques, la mesure et caractérisation et enfin les traitements. La référence principale provient de Wenger et Rang (1993).

1.2.1 Origines et types de scoliose

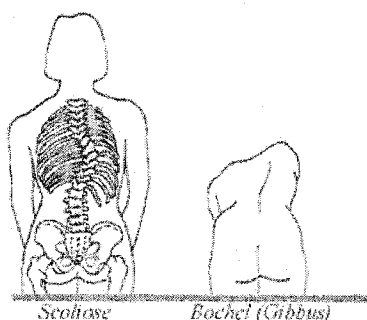
La scoliose est une déformation 3D de la colonne vertébrale entraînant une torsion du rachis et une déformation du thorax, de l'abdomen et des zones près du rachis. Elle est le plus souvent idiopathique, dans 70 % des cas. Sa prévalence est de 3% et celles qui sont évolutives touchent principalement les adolescentes pour un ratio de 8 pour 1 (Stagnara, 1985). La scoliose engendre des problèmes cosmétiques évidents et des problèmes de soutien et d'équilibre lors des mouvements. Il existe 4 types principaux de scoliose (figure 1.10): lombaire, thoraco-lombaire, double et thoracique. Cette dernière est habituellement située du côté droit du thorax et occasionne une déformation très visible au niveau des côtes. Enfin, les recherches dans le but de déterminer les origines de la scoliose sont nombreuses et parfois contradictoires.



**Figure 1.10 : Types de scoliose, de gauche à droite:
lombaire, thoracolombaire, double (thoracique et lombaire), thoracique
(tirée de Wenger et Rang, 1993)**

1.2.2 Examen et évaluation du rachis scoliotique

Lors de l'examen, on évalue l'inégalité de longueur des membres, la dénivellation des épaules et l'asymétrie de la taille, l'équilibre frontal du rachis et enfin la gibbosité (figure 1.11) qui indique la rotation vertébrale, provoquée par une modification de l'orientation des articulations costo-vertébrales. C'est l'aggravation de la gibbosité et du déséquilibre frontal qui sont les éléments pronostiques importants. La maturation est quant à elle évaluée par des signes cliniques de puberté (classification de Tanner) et permet d'indiquer si la surveillance doit être accrue car il s'agit d'une maladie évolutive.



**Figure 1.11 : Représentation de la scoliose et de la gibbosité
(tirée de www.scheuermann.nl. Site consulté le 20 novembre 2002)**

Les analyses primaires sont effectuées à l'aide d'images aux rayons x bidimensionnelles. L'analyse des radiographies permet de classer la scoliose (classification de King) et d'en

évaluer la sévérité et permet aussi de voir la cunéiformisation des vertèbres, remodelage osseux dû aux phénomènes de couplage se produisant suite à la perte des courbures physiologiques normales.

Cobb (1948) développa une technique de mesure (figure 1.12a) pour mesurer, classer et répertorier les scolioses de ses patients. En déterminant les vertèbres limites supérieures et inférieures et en traçant une ligne le long des plateaux vertébraux limites, l'angle de Cobb se mesure entre deux lignes tracées perpendiculairement aux deux dernières. De façon analytique, on le mesure aussi à partir des droites normales à la courbure au niveau des vertèbres limites (Stokes et coll., 1994). Fergusson développa aussi un indice pour classer les courbures (figure 1.12b) qui se mesure en traçant aussi deux lignes.

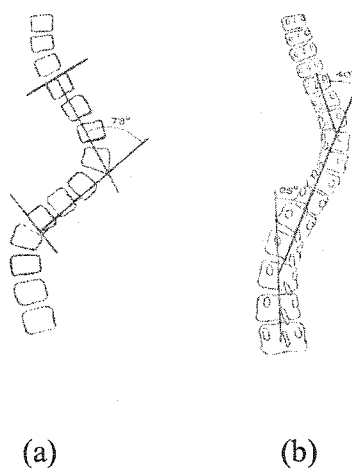


Figure 1.12 : (a) Angle de Cobb (b) Angle de Fergusson
(tirée de Wenger et Rang, 1993)

1.2.3 Traitements de la scoliose

1.2.3.1 Traitements non-effractifs

Les traitements non-effractifs sont généralement employés pour stopper la progression de petites déformations (angle de Cobb entre 20 et 40 degrés). Le port d'orthèse est la

méthode la plus efficace et la plus couramment employée. Les corsets orthotiques (figures 1.13 b et c), dont les origines remontent au 16^e siècle, soit avant les plâtres obsolètes du 19^e et 20^e siècles (figure 1.13a), cherchent principalement à stopper les déformations par l'application de forces opposées sur le tronc. Ces forces sont généralement appliquées par le biais d'un minimum de trois points d'appui et sont transférées indirectement par le corset par le biais des tissus mous et des os.

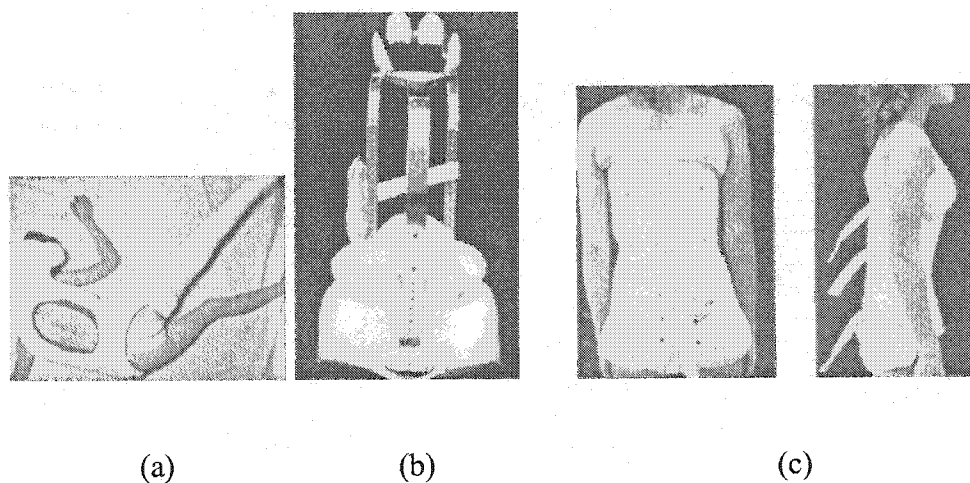


Figure 1.13 : (a) plâtre (b) corset de Milwaukee (c) corset de Boston
(tirée de Wenger et Rang, 1993)

L'ère moderne des corsets a débuté lorsque Blount et Schmidt de Milwaukee, dans les années 1950, développèrent le corset de Milwaukee (figure 1.13b). Ce corset incorpore les meilleurs principes bio-mécaniques de correction connus, incluant un collier de traction. Par contre, le collier étant visible lors du port, il fut aussi démontré que les adolescents tolèrent mieux, d'un point de vue psychologique, la chirurgie effractive que ce type de corset. Le corset de Boston (figure 1.13c), cosmétiquement beaucoup plus acceptable, fit son apparition dans les années 1970. Tout en étant moins coûteux à la fabrication, les orthopédistes peuvent sélectionner un corset parmi un choix de tailles pré-moulées, permettant une fabrication rapide à moindres coûts. Il utilise aussi le principe des trois points d'appuis et est efficace pour des courbes ayant leurs vertèbres apicales jusqu'à T6.

1.2.3.2 Traitements chirurgicaux

Les traitements effractifs, ou chirurgicaux, ont pour objectif la correction des déformations scoliotiques. Ils sont généralement utilisés pour des angles de Cobb supérieurs à 40 degrés. Les techniques actuelles de correction du rachis scoliotique, par abord postérieur ou antérieur, incluent l'instrumentation seule, la fusion rachidienne (arthrodèse) combinée à une instrumentation et la résection de côtes combinée avec l'une ou l'autre des techniques précédentes.

L'instrumentation la plus utilisée de nos jours est posée par approche postérieure. Le patient est alors en position décubitus ventral. En général, la technique postérieure consiste à implanter sur les vertèbres des crochets ou vis sur lesquels viendront se placer un ou plusieurs segments de tiges. Des manœuvres de dérotation des tiges furent introduites dans les années 1980 par Cotrel et Dubousset dans le but d'effectuer des corrections 3D. L'instrumentation postérieure a fait l'objet de plusieurs études cliniques (Cotrel et coll., 1988 et 1992 ; Guidera et coll., 1993 ; Laxer et coll., 1994 ; Richards et coll., 1994 ; Roussouly et coll., 1995 ; Schlenka et coll., 1993) démontrant son efficacité.

Une autre approche, utilisant une instrumentation antérieure, fut effectuée pour la première fois en 1964 par Dwyer (1969). Cette instrumentation utilisait un câble, des vis et agrafes. Dans les années 1970, Zielke modifia ce système en remplaçant le câble par une tige afin d'avoir un système plus stable. La figure 1.14 représentant l'instrumentation de Dwyer (en plan frontal ou vue PA) démontre le principe biomécanique de correction de cette technique. L'application d'une force de compression F sur la courbure se fait à chaque niveau segmentaire (vertèbre). La correction est produite par le moment $F * L$ appliqué à chaque niveau.

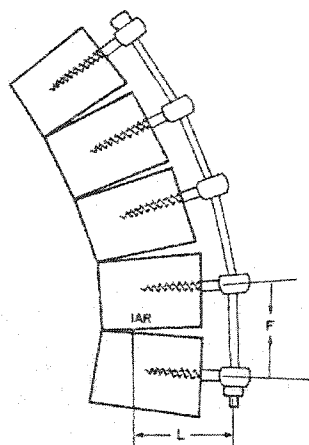


Figure 1.14 : Principe biomécanique de correction de l'instrumentation antérieure
(tirée de la documentation Sofamor-Danek, 2000)

Plusieurs autres systèmes tels le Kaneda, le TSRH, le Isola, le Liberty et le Synergy furent proposés (Hall et coll., 1994 ; Horton et coll., 1988 ; Kaneda et coll., 1996). Toutes ces instrumentations nécessitaient une approche chirurgicale par voie ouverte (thoracotomie ou lombotomie). Dans les années 1990, la chirurgie vidéo assistée (ou endoscopie) apparut comme une nouvelle solution pour l'approche de la colonne vertébrale antérieure (thoracoscopie ou lomboscopie) procurant une chirurgie minimalement invasive. L'endoscope est un appareillage utilisé depuis longtemps en chirurgie orthopédique (Regan et coll., 1995) et s'utilise aussi en thoracoplastie, pour aider à la correction de la scoliose, tel que suggéré par Shufflbarger et coll. (1994) et Mehlman et coll. (1997). Plus récemment, l'endoscope fut introduit lors de chirurgie du rachis utilisant des instrumentations antérieures et permit le développement du système Eclipse CD-Horizon (CDHE) (Sofamor Danek, Memphis, Tennessee) en 1996 par Picetti (figure 1.15). Elle se compose de vis (de diamètres variant de 5.5, 6.5 à 7.5 mm et de longueurs variant de 25 à 45 mm par pas de 5 mm), de bouchons (CD M8) et d'une seule tige, cintrée ou non (de diamètre de 4.5 mm et de longueur de 20 à 55 cm). Enfin, plusieurs études, dont celle de Newton et coll. (1998), ont été effectuées comparant la chirurgie traditionnelle ouverte à celle utilisant l'endoscopie.

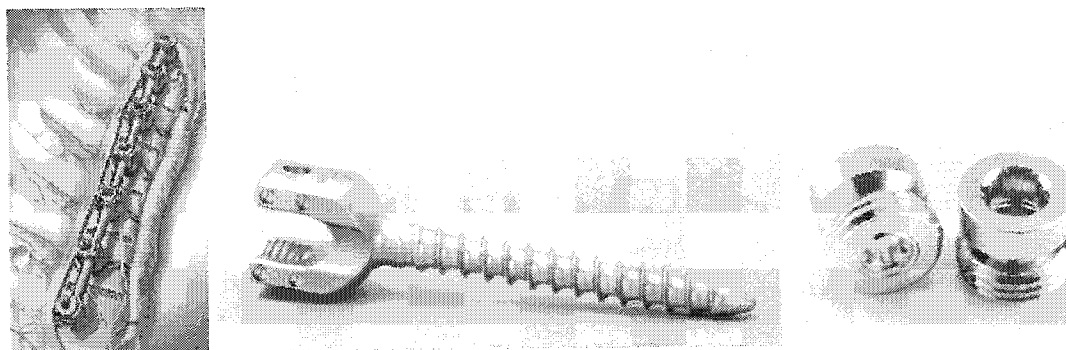


Figure 1.15 : Instrumentation CDHE, vis et bouchons
(tirée de la documentation Sofamor-Danek, 2000)

Différentes études sur l'approche antérieure, démontrant son efficacité, combinant ou non l'endoscopie furent effectuées (Bernstein et coll., 1998 ; Burgos et coll., 1998 ; Ebara et coll., 2000 ; Gogus et coll., 2001 ; Hopf et coll., 1997 ; Kaneda et coll., 1996 et 1997 ; Lowe et coll., 1993 ; Majd et coll., 2000 ; Suk et coll., 1994 ; Sweet et coll., 1999). L'instrumentation antérieure possède un atout important versus la postérieure : elle nécessite moins de niveaux instrumentés (Lowe et coll., 2003). En conséquence, la mobilité du rachis instrumenté demeure plus grande et le processus de guérison est accéléré. Il fut aussi démontré que l'enlèvement des disques, nécessaire lors de l'approche chirurgicale antérieure, procure une flexibilité plus grande au rachis, donc une plus grande facilité à effectuer la correction. De plus, la technique de mise en place du greffon a peu d'impact sur la maintenance de la correction selon Ouellet et coll. (2002). Cependant, l'instrumentation antérieure présente plus de complications que la postérieure, principalement dans les premiers mois suivant la chirurgie (Betz et coll., 2001 ; Denis et coll., 1994). Ces complications peuvent avoir pour cause, pour un taux de 10-50%, la fusion osseuse non-complète, le temps requis se situant normalement entre 4 et 12 mois. Enfin, des pertes de correction de l'ordre de 20-40% se produisent aussi en post-opératoire.

L'approche antérieure n'est pas recommandée pour de jeunes enfants et des enfants ayant des scolioses d'origine neuromusculaire. La fragilité et la petitesse de leurs

vertèbres ne permettraient pas un ancrage efficace des vis. Le candidat idéal est un adolescent ou un jeune adulte (entre 10 et 21 ans), avec une scoliose idiopathique simple, thoracolombaire droite, très flexible et ayant un angle de Cobb se situant entre 40° et 70°. Une cyphose thoracique inférieure à 40°, car l'instrumentation antérieure a tendance à accentuer la cyphose (Rhee et coll., 2002), et une décompensation du tronc sont aussi souhaitables.

Les étapes de la chirurgie par abord antérieur sont présentées à la figure 1.17. Une fois le planning opératoire complété on met en place l'équipement chirurgical incluant l'appareil d'anesthésie, de ventilation et d'auto transfusion ainsi que les caméras et écrans permettant la visualisation. Deux chirurgiens orthopédistes pratiquent l'opération. Suite à l'installation du patient sur la table d'opération en position décubitus latérale directe, le chirurgien procède aux incisions aux endroits préalablement marqués (figure 1.16).

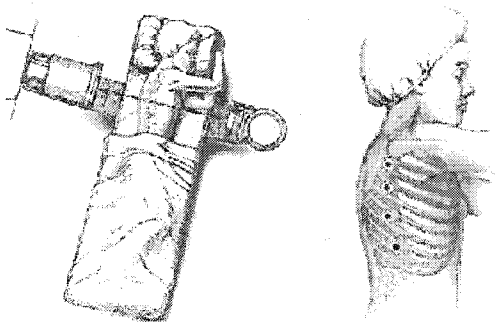


Figure 1.16 : Positionnement du patient et voies endoscopiques
(tirée de Picetti, documentation Sofamor Danek, 2000)

Il procède ensuite à l'exposition de la colonne vertébrale en effectuant le retrait de la plèvre. Les disques intervertébraux sont retirés (discoïdectomie) et des sections de côtes sont prélevées et broyées pour remplir les espaces discaux vides permettant la fusion osseuse. Un greffon synthétique peut aussi être employé. Le chirurgien effectue alors le perçage des trous de guidage pour les vis et ensuite leurs taraudages (figure 1.17a). Il

pose ensuite les vis (figures 1.17b et c) et remplit les espaces discaux avec les fragments d'os. Chacun des niveaux est comprimé à l'aide d'un câble en tension permettant le tassage des fragments osseux. La tige est cintrée, si nécessaire, insérée dans la cavité thoracique et dans la tête de la vis inférieure (figure 1.17e). Le premier bouchon est posé sur cette première vis. Le chirurgien insère la tige dans la tête de la deuxième vis, pose le second bouchon et ainsi de suite jusqu'au niveau supérieur (figure 1.17f). Enfin, le chirurgien re-comprime chacun des niveaux, un par un, pour redresser le rachis (figure 1.17g), effectue le serrage final des bouchons et referme le site opératoire.

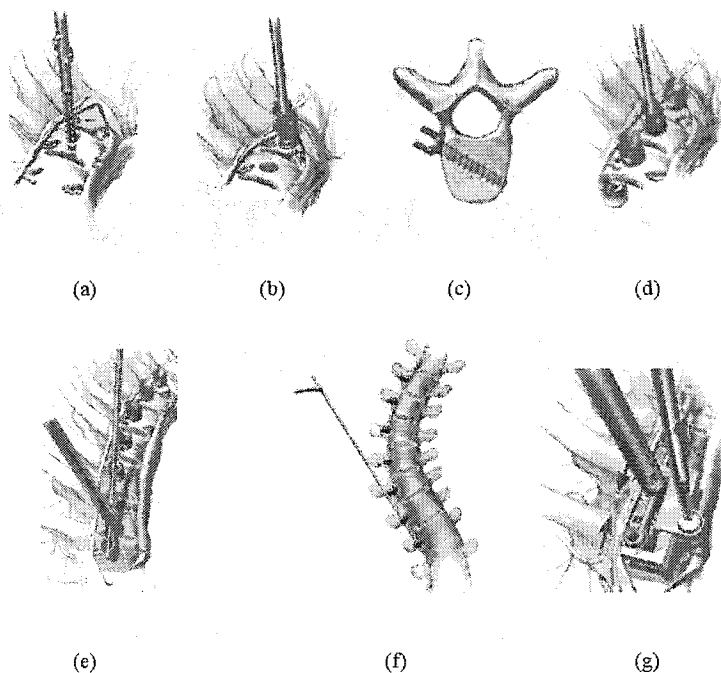


Figure 1.17 : Étapes de la chirurgie antérieure
(tirée de Picetti, documentation Sofamor-Danek, 2000)

1.3 Mesures expérimentales du rachis instrumenté

Encore aujourd'hui, un expérimentateur d'implants du rachis n'a que très peu de norme auquel il peut se référer. Certaines normes ASTM (F1717-96, 1996; F1798-97, 1997) et ISO existent pour les expérimentations du rachis mais ne sont pas applicables au présent

travail, car référant principalement à l'évaluation en fatigue de composantes non-montées sur des rachis. Cette section présente les pièges de l'expérimentation biomécanique (Kostuik et coll., 1991), dont l'importance du choix des modèles rachidiens. Enfin, deux revues critiques de littérature sur les protocoles expérimentaux existants et sur les expérimentations sur rachis instrumentés sont présentées.

1.3.1 Revue des modèles rachidiens

Les modèles biomécaniques peuvent se classer en trois groupes principaux (Panjabi, 1998) :

- 1) Modèle physique fait de matériaux inorganiques, souvent utilisé pour des tests d'implants du rachis.
- 2) Modèle in vitro de rachis cadavériques humains ou animaux, utilisé pour la compréhension de la biomécanique du rachis.
- 3) Modèle in vivo d'animaux vivants, utilisé pour la compréhension des phénomènes vivants tels la fusion osseuse.

Les modèles de rachis cadavériques humains (Cripton et coll., 2000; Hitchon et coll., 1999; Horton et coll., 1996; Kostuik et coll., 1998; Liljenqvist et coll., 2001) et animaux (Fricka et coll., 2002; Johnston et coll., 1987; Oda et coll., 2000; Schramm et coll., 1999; Shimanoto et coll., 2001 et 2003; Shono et coll., 1991; Spiegel et coll., 2000; Wattenberger et coll., 2001; Zdeblick et coll., 1993) sont toujours les plus utilisés. Cependant, différents chercheurs ont utilisé des modèles synthétiques comprenant: de la résine synthétique pour les vertèbres et du silicone pour les disques (Takemura et coll., 1999), des cylindres de polypropylène pour les vertèbres ainsi que des élastomères isoprène pour les disques (Belmont et coll., 2001; Orchowski et coll., 2000). De la mousse de polyuréthane (Mullet et coll., 2002), du polyester (Fidler et coll., 1986) ainsi que du polyéthylène de haute densité moléculaire (UHMWEP) (Kotani et coll., 1999) furent aussi employés pour simuler les vertèbres. De plus, les types de matériaux développés et utilisés peuvent posséder leurs propres études biomécaniques dans le but

d'en déterminer leur validité (Mullet et coll., 2002; Szivek et coll., 1993). Contrairement aux rachis cadavériques humains ou animaux, les modèles de rachis synthétiques développés offrent les avantages de disponibilité, de fournir des propriétés mécaniques constantes et d'être adaptables aux situations de test (Wilke et coll., 1997). Ils sont couramment utilisés pour tester des implants rachidiens (tableau 1.2). Des modèles synthétiques furent même utilisés pour étudier le développement de la scoliose (Takemura et coll., 1999).

1.3.2 Revue critique des protocoles expérimentaux

Plusieurs types de protocoles ont été développés pour conduire différents tests. Par exemple, Hanspeter et coll. (2001) se sont intéressés à l'effet de la nucléotomie sur le rachis lombaire alors que Fuller et coll. (1998) ont étudié la biomécanique du rachis cervical avant et après une arthrodèse (figure 1.18c et d).

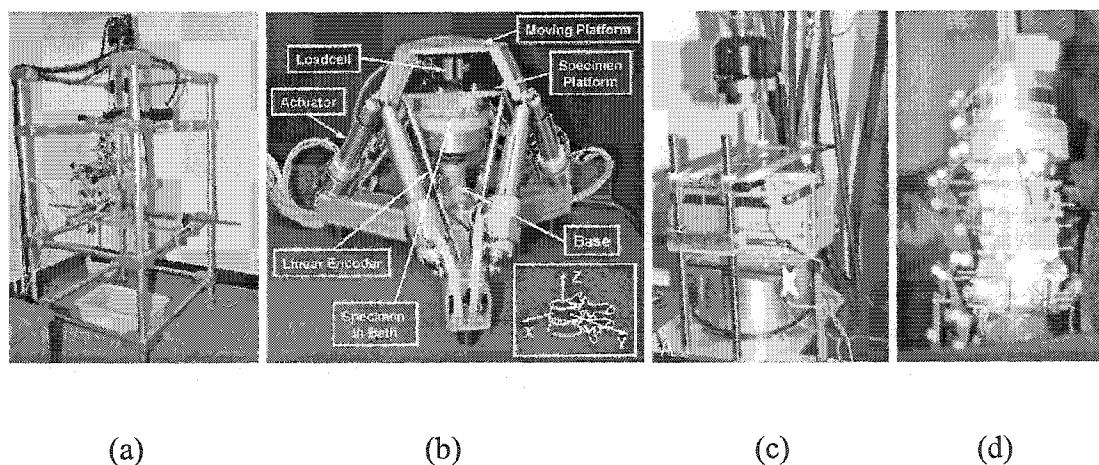


Figure 1.18 : Montages (a) du laboratoire de recherche orthopédique de l'université McGill (b) du laboratoire de recherche orthopédique de l'université du Vermont (c) pour l'étude de la nucléotomie (d) pour l'étude de l'arthrodèse (tirées de (a) www.orl.mcgill.ca (b) Stokes et coll., 2002 (c) Hanspeter et coll., 2001 (d) Fuller et coll., 1998)

La plupart des protocoles utilisent des systèmes maison d'application de chargement et de mesure intégrés (figure 1.18a et b) ou combinent des machines industrielles servo-hydrauliques pour l'application des charges (MTS, INSTRON, etc.) et des machines industrielles de mesure optique ou électromagnétique des déplacements (Visualeyez, Optotrack, Vicon, etc.) (figure 1.18c et d).

Les charges appliquées utilisent des appareils servo-hydrauliques et sont très souvent de types compression et tension. Ces machines n'étant pas conçues pour des sollicitations complexes, des montages expérimentaux doivent être fabriqués pour l'application de moments de forces et de couples. Les résultats sont généralement sous forme graphique (charge-déplacement ou moment-rotation). Les propriétés recherchées suivantes en sont généralement déduites :

- Raideur : principale propriété adimensionnelle qui correspond à la pente de la courbe moment-rotation. Elle se définit comme étant la résistance à la déformation élastique en régime statique ou dynamique sous l'effet des efforts ou moments. Trois types sont utilisés :
 - Initiale : calculée à l'origine.
 - Finale : calculée à un moment final donné.
 - Moyenne : calculée sur toute la courbe.
- Mobilité finale : rotation associée à l'intensité maximale d'un moment donné.
- Angles résiduels ou hystérésis : propriété d'un système qui ne revient pas à son état initial quand on produit une force exactement inverse de celle qui l'a déformé.
- Couplage : rapport des mobilités secondaires (rotations dans les directions non-sollicitées) sur la mobilité primaire (rotation dans la direction sollicitée).

La reproduction des conditions de chargement physiologique in vitro est complexe. Une raison étant que les conditions réelles de chargement ne sont pas connues (Rohlmann et coll., 2001). Une autre étant que le rachis, in vivo, est maintenu en position stable principalement par l'action des muscles. Cependant, dans un milieu in vitro, les muscles ne sont pas présents et sont très difficiles à simuler. Panjabi et coll. (1989) et Quint et coll. (1998) ont démontré leur importance non-négligeable lors de tests biomécaniques.

En ce sens, une controverse existe quant au choix des conditions de chargement. Certains auteurs préconisent l'application de force et moment alors que d'autres préconisent l'application de déplacement. La controverse provient principalement du fait que l'application de force et moment ne représente pas les conditions in vivo de par leurs restrictions trop importantes nécessaires à l'obtention de moments purs et à l'obtention d'une magnitude constante de la force sur un rachis multi-niveaux, indépendamment du niveau mesuré (Goel et coll., 1995). L'application de déplacement, quant à elle, permet de s'assurer que les effets des éléments non linéaires, tels les ligaments, seront amoindris et que les translations et rotations appliquées seront basées sur les mouvements réels des vertèbres. Wilke et coll. (1998), par contre, suggèrent que les comparaisons les plus fiables sur la stabilité de différents implants se feront lors de tests avec l'application de force sous contrôle puisque la littérature est plus abondante selon cette méthode. Les moments utilisés varient de 3.75 N.m. à 10 N.m., cependant, la comparaison avec la littérature se fait généralement pour des moments d'ordre de grandeur 5 N.m., l'objectif étant de ne pas abîmer les spécimens et/ou implants. Ils suggèrent aussi que la caractéristique principale à étudier devrait être la stabilité et que l'utilisation de rachis cadavériques humains devrait être le choix à privilégier.

Wilke et coll. (2001) se sont aussi demandés s'il était possible de simuler des conditions de chargement physiologiques par l'application de moments purs. Ils ont conclu que les moments de rotation et d'inflexion latérale produits in vivo sont similaires à ceux générés in vitro, alors que pour les moments de flexion et extension la similarité est

moindre. Par contre, lorsqu'une discoïdectomie ou une corpectomie est pratiquée, alors la comparaison ne tient plus et il convient d'appliquer des efforts représentant les muscles pour simuler la réalité. Enfin, la manière d'appliquer les forces, par incrément ou de façon continue aura un effet sur les résultats, une force incrémentale augmentant la mobilité (Goertzen, 2003).

Une autre controverse existe sur les conditions de fixation aux limites. Deux types d'ancrage des vertèbres limites des échantillons sont présentés dans la littérature :

- Échantillon contraint : des chargements purs sont appliqués, le protocole est plus complexe mais l'analyse des résultats et la comparaison avec la littérature sont plus faciles.
- Échantillon non contraint : les couplages sont mieux représentés, le protocole est plus simple mais l'analyse des résultats est plus difficile (phénomènes 3D).

Grassmann et coll. (1998) ont démontré que les conditions limites ont un effet sur la réponse de l'UF. Ils ont testé la rotation d'UF lombaires à l'aide des deux méthodes (contrainte et non contrainte) et en ont déduit que l'emplacement de l'axe de rotation de l'application du couple par rapport à l'UF a un effet important sur les résultats, ce qui supporte la méthode non contrainte.

Le rachis subit continuellement l'effet d'une force de compression causée par le poids corporel qui varie selon le niveau vertébral et la posture de l'individu. Quelques expériences (Lucas et coll., 1961; Crisco et coll., 1989) utilisant le concept de stabilité de Euler (Timoshenko et coll., 1961), montrent que les rachis flambent à des niveaux de chargements en compression jusqu'à dix fois inférieurs à ceux mesurés in vivo. Lorsque la pré charge est appliquée sur un rachis mutli-niveaux de façon verticale à son sommet, elle produit des moments et couplages non-physiologiques. Les premiers tests avec pré

charge verticale au sommet sur des UF lombaires effectués par Panjabi et coll. (1977) et Janevic et coll. (1991) ont fourni les observations suivantes :

- Les déplacements principal et couplé sont affectés par la pré charge.
- L'UF devient plus flexible pour les efforts en inflexion latérale et en flexion.
- L'UF devient moins flexible pour les efforts en tension et torsion.
- La flexibilité de l'UF demeure identique pour les efforts en extension et compression axiale.

Les pré chargements avec pré charge verticale ne sont toutefois pas utilisés en raison du flambage généré lors d'expérimentation sur des rachis multi-niveaux produisant une perte de contrôle. Si, par contre, la pré charge est appliquée de façon tangente à la courbure sagittale physiologique du rachis, elle ne produit que l'effet de compression recherché. Patwardhan et coll. (1999) ont développé et testé ce principe. Il présente l'avantage de permettre l'application de la pré charge en augmentant la stabilité du rachis. Il a l'inconvénient de ne pas permettre le déplacement du centre de rotation des UF des rachis testés.

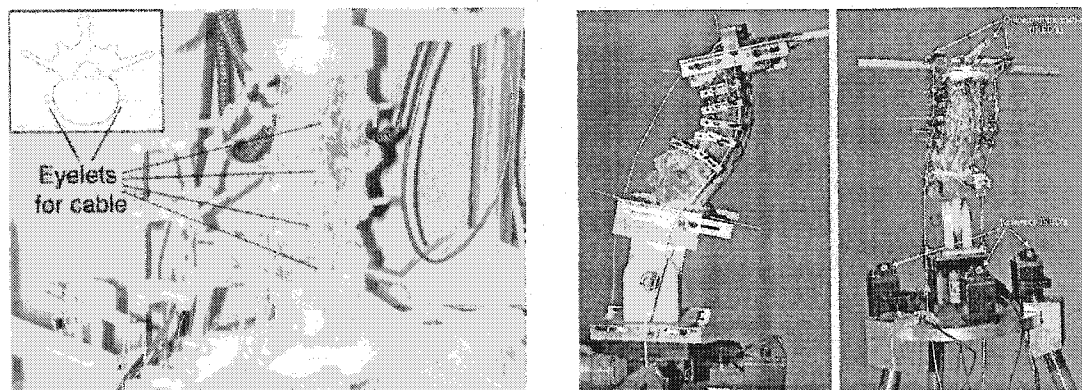
Le tableau 1.1 présente les différentes expérimentations relevées dans la littérature employant une pré charge. Les études sont classées par ordre chronologique décroissant. À noter qu'aucune étude incorporant une pré charge tangente à la courbure sagittale rachidienne n'a été effectuée sur un rachis instrumenté. Les abréviations FE, IL et T indiquent des chargements en flexion, inflexion latérale et torsion respectivement. L'acronyme ROM indique la quantité de rotation mesurée.

Tableau 1.1 : Expérimentations employant une pré charge

Auteurs	Années	Modèles	Chargements	Items importants
Stokes et coll.	2002	UF porcines	Axial en compression de 500N	Pré charge diminue par un facteur 5 la rotation en IL
Miura et coll.	2002	6 rachis humains cadavériques (C2-T1)	Tangent de 100N	Détermination des charges à appliquer lorsqu'une pré charge tangente est présente en cervical
Rohlmann et coll.	2001	10 rachis humains cadavériques (L1-L5)	Tangent de 280N	La pré charge augmente l'hystérésis et le ROM pour IL et FE et diminue le ROM pour T
Patwardhan et coll.	2000	6 rachis humains cadavériques (C2-T2)	Tangent de 250N	Les rachis flambent à 40 N en compression verticale mais supportent jusqu'à 250 N avec pré charge tangente
Patwardhan et coll.	1999	5 rachis humains cadavériques (L1-S1)	Tangent de 1200N	Développement de la technique Les rachis flambent à 100 N en compression verticale mais supportent jusqu'à 1200 N avec pré charge tangente

Bien que cette manière d'appliquer la pré charge implique que des moments non-physiologiques soient générés dus aux bras de levier entre le point d'application et le centre de rotation (figure 1.19a et b), l'hypothèse est posée qu'ils sont négligeables. En effet, Patwardhan et coll. (1999 et 2000) suggèrent que le trajet suivi par la pré charge le long des œillets fixés bilatéralement sur les côtés, selon l'axe de symétrie du rachis (plan sagittal), doit demeurer à l'intérieur d'un petit intervalle autour du centre de rotation. Une variation, antérieure et postérieure, de 20% de ce trajet fut testée et il a été démontré qu'elle produisait des rotations supplémentaires de l'ordre de 5-10 degrés. L'application de cette pré charge directement au centre de rotation réel est exclue puisque des rachis cadavériques humains furent utilisés et que la dégradation des disques et vertèbres aurait

été nécessaire pour permettre le passage d'un câble retenant le poids mort simulant la pré charge.



(a)

(b)

Figure 1.19 : (a) Pré charge tangente (L1-L5) (b) Pré charge tangente (C2-T2)
 (tirées de (a) Rohlmann et coll., 2001 (b) Patwardhan et coll., 2000)

Plusieurs formulations permettant le calcul de cette pré charge sont présentées dans la littérature (Cosson-Beaupère et coll., 1993 ; Hattori et coll., 1981 ; Nachemson, 1964 ; Schultz et coll., 1982).

1.3.3 Revue critique des expérimentations sur des rachis instrumentés

Trente expérimentations d'implants rachidiens sur des rachis furent recensées dans la littérature entre 1986 et 2003 (tableau 1.2). Quatorze des ces expérimentations étudient des instrumentations antérieures, quatorze des instrumentations postérieures et deux combinent les deux types d'instrumentations. Dix de ces expérimentations utilisent des rachis synthétiques avec un échantillonnage variant de 5 à 8 spécimens alors que les vingt autres expérimentations utilisant des rachis cadavériques emploient des échantillons variant de 5 à 25 spécimens humains ou animaux. Les tests sur instrumentations antérieures (IA) (figure 1.20a, b et c) se concentrent principalement sur l'étude de la raideur en fonction du nombre de tiges (une ou deux) et sur la comparaison

d'instrumentations. L'expérimentation avec instrumentation postérieure (IP) (figure 1.20d) présente un rachis synthétique avec une cyphose thoracique, unique parmi les expérimentations de rachis recensées.

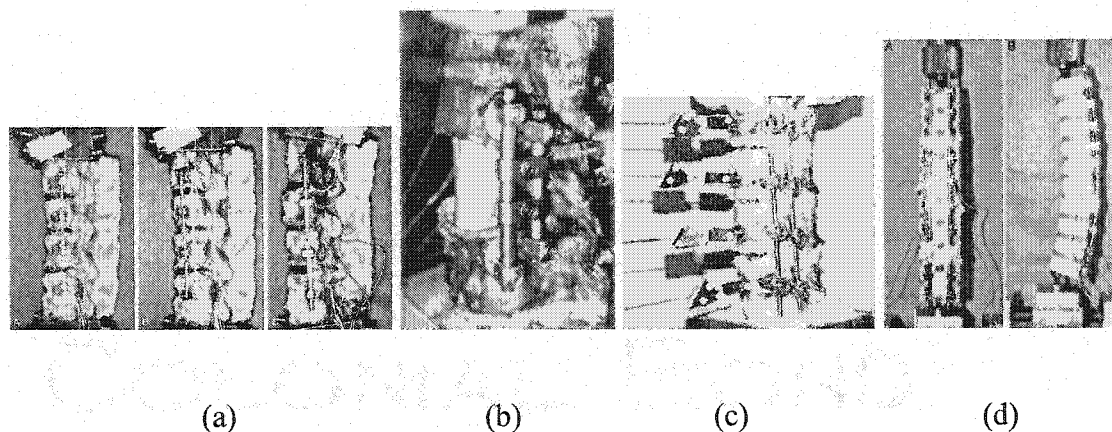


Figure 1.20 : (a) IA sur T13-L5 bovins (b) IA sur L1 humain (c) IA sur L2-L5 bovins (d) IP sur T3-T12 synthétiques avec cyphose thoracique
 (tirées de (a) Oda et coll., 2000 (b) Hitchon et coll., 1999 (c) Fricka et coll., 2002
 (d) Belmont et coll., 2001)

Les principaux paramètres étudiés, selon la quantité d'études recensées, sont:

- Le patron (positionnement répétitif) des crochets et vis (9/30).
- La comparaison d'instrumentation (6/30).
- La force d'arrachement des vis (6/30).
- La quantité et le diamètre des tiges (3/30).
- La quantité et le type de crochet (instrumentation postérieure) (3/30).
- L'effet de la technique de pose du greffon (3/30).

Le tableau 1.2 résume les expérimentations selon l'auteur, l'année de publication, le type de modèle utilisé (synthétique ou cadavérique), le type d'instrumentation, le type de montage et finalement les items importants et nouveautés. Les études sont classées par ordre chronologique décroissant. Les abréviations FE, IL et T indiquent des chargements en flexion, inflexion latérale et torsion respectivement.

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Hitchon et coll.	2003	19 rachis humains cadavériques (C2-C7)	Instrumentation antérieure : 201 vis implantées	Tests de force d'arrachement des vis	Plus la vis est longue et plus élevée est la force d'arrachement La densité minérale osseuse a un effet significatif
Brodke et coll.	2003	36 rachis synthétiques (T10)	Instrumentation antérieure : 6 instrumentations différentes testées 6 fois chacune	Tests en FE, IL, T et extension (5 N.m.) et compression axiale (50 N)	Le greffon a un effet important sur la raideur, surtout en IL
Kuklo et coll.	2003	34 rachis humains cadavériques (T1-T12)	Instrumentation postérieure : 1) 23 vis pédiculaires avec 1 mm de sous-taraudage 2) 11 vis pédiculaires avec 0.5 mm de sous-taraudage	Tests de force d'arrachement des vis	Sous-taraudage de 1 mm augmente le couple d'insertion de 47%

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Shimamoto et coll.	2003	30 rachis bovins (T1-L5)	Instrumentation antérieure : 1) TSRH 2) Wildungen Metz 3) ISOLA 4) CD Hoph 5) Kaneda	Tests en FE, IL, T et extension	Les systèmes à deux tiges procurent une meilleure stabilité initiale Les mouvements physiologiques répétés peuvent causer une diminution de la stabilité pour les systèmes à 1 tige
Fricka et coll.	2002	8 rachis bovins lombaires (L2-L5)	Instrumentation antérieure : 1) Tige simple sans support intervertébral 2) Tige simple avec support en titanium 3) Tige double sans support 4) Tige double avec support en titanium	Tests en FE, IL (5 N.m.) et T (2 N.m.)	La deuxième tige a augmenté la raideur pour les montages en FE et T mais non en IL
Brodke et coll.	2001	6 rachis bovins lombaires (L1-L6)	Instrumentation postérieure incluant 12 configurations de vis pédiculaire	Tests en FE, IL et T (5 N.m.) et compression axiale de 50N	Les raideurs de tous les rachis instrumentés sont plus grandes que ceux non-instrumentés
Wattenbarger et coll.	2001	5 rachis bovins avec au plus 12 UF (T4-L3)	Instrumentation antérieure : 1) Tige simple avec crochets sur tous les niveaux sauf apex 2) Tige simple avec crochets sur 2 UF de moins que 1) 3) Tige simple avec crochets sur 4 UF de moins que 1) 4) Tige double 5) Aucune instrumentation	Mesures de la rotation en T sur 12, 10, 8, 6, 4 et 2 segments vertébraux	Pour 10 UF en T la raideur est similaire pour une tige simple ou double Pour plus de 12 UF la tige simple permet toujours plus de rotation que les tiges doubles

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Belmont et coll.	2001	5 modèles rachidiens synthétiques composés de blocs vertébraux de polypropylènes et de disques en élastomère isoprène (T3-T12) avec 0 degrés, 27 degrés et 54 degrés de cyphose thoracique (CT)	Tiges en titanium de 6.35 mm montées sur instrumentation postérieure: 1) 20 crochets de compression 2) 16 crochets de compression 3) 16 crochets "claw apex-vide" 4) 16 crochets "claw apex-plein" 5) 8 crochets "claw"	Mesures de la raideur et de la déformation des tiges en compression axiale de 300 N	Configurations avec crochets de compression vs "claw": augmentation de 45% de la raideur et diminution de 22% de la déformation de la tige CT de 27 degrés : raideur diminuée de 19% et déformation de la tige augmentée de 27% CT de 54 degrés : raideur diminuée de 48% et déformation de la tige augmentée de 55%
Liljenqvist et coll.	2001	9 rachis humains cadavériques (T4-T12)	Instrumentation postérieure: 1) Crochets standards entre T4 et T8 2) Crochets supralaminaires entre T9 et T12	90 tests d'arrachement des implants pour comparer les vis et les crochets	Le diamètre des vis et la densité minérale osseuse ont des effets significatifs La force d'arrachement est plus grande pour les vis versus les crochets

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Shimamoto et coll.	2001	25 rachis bovins (T6-L6)	5 instrumentations antérieures : 1) ISOLA 2) BWM 3) TSRH 5) CDH 5) KASS	Tests de fatigue (24000 cycles) en compression et FE Tests de force d'arrachement des vis avant et après fatigue	Corrélation entre la force d'arrachement, la densité minérale osseuse et le torque d'insertion des vis
Choma et coll.	2001	Modèles rachidiens synthétiques thoraciques (T1-T12)	Différentes configurations de crochets pour instrumentations postérieures	Mesures de la déformation de la tige en FE	Modèle rachidien trop raide pour conclure Les crochets periapicals vont diminuer la déformation de la tige si orientés vers l'apex
Cripton et coll.	2000	5 rachis humains cadavériques lombaires : 4 UF L2-L3 4 UF L4-L5 1 UF L3-L4	Instrumentation postérieure modifiée	Mesures des distributions de charges entre éléments postérieurs, disques et instrumentations en FE, IL, T et extension	En FE et extension, les disques et instrumentation supportent la majorité des charges En T, la distribution est égale entre les 3
Wood et coll.	2000	8 modèles rachidiens synthétiques : 4 courts (T2-T11) 4 longs (T2-L3)	Instrumentation postérieure : 1) Crochets seuls 2) Crochets avec fil sublaminaire 3) Crochets avec vis 4 itérations pour chacun des types précédents : sans "cross link", avec 1 "cross-link" (haut ou bas), avec 2 "cross-links"	Mesures de la raideur en T en appliquant un moment de torsion en T2	Beaucoup plus raide avec vis que crochets Les "cross-links" ne fournissent pas un apport significatif supplémentaire en raideur

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Spiegel et coll.	2000	8 rachis bovins (L2-L5)	Pour chaque rachis : 1) Sans instrumentation 2) Avec instrumentation antérieure et greffe osseuse de côtes 3) Avec instrumentation antérieure et cage filetée osseuse	Mesures de la raideur en compression axiale de 400 N et IL de 4 N.m. Tests en fatigue de 4000 cycles	Moins de déformation aux extrémités et plus raide pour les cages versus greffe osseuse En IL les déformations sont plus importantes aux extrémités
Orchowski et coll.	2000	Modèles rachidiens synthétiques composés de blocs vertébraux de polypropylènes et de disques en élastomère isoprène avec 0 degrés, 27 degrés et 54 degrés de cyphose thoracique (CT)	Instrumentation postérieure : Tiges en titanium de 5.5 mm ou 6.35 mm avec 8 ou 12 crochets	Mesures de la raideur et de la déformation des tiges avec chargement incrémental de 0 N à 300 N en compression axiale	CT de 0, 27 et 54 degrés : De 8 à 12 crochets a augmenté la raideur de 32%, 20% et 14% De 5.5 mm à 6.35 mm de diamètre pour la tige a augmenté la raideur de 36%, 29% et 17% Raideur augmentée de 44%, 26% et 21% pour les deux combinés
Oda et coll.	2000	10 rachis bovins (T13-L5)	Instrumentation antérieure : 1) 1 tige de 4.75 mm diamètre 2) 2 tiges de 4.75 mm diamètre 3) 1 tige de 6.35 mm diamètre	Mesures de la raideur des montages en T, FE, IL (5 N.m.) et compression axiale (500 N)	Démontre les limitations de l'utilisation d'une seule tige
Spiegel et coll.	1999	15 rachis bovins (T13-L5)	1) 7 instrumentations antérieures avec et sans cage 2) 8 instrumentations postérieures avec et sans cage	Mesures de la raideur des montages en T, FE, IL (7 N.m.) et compression axiale (600 N)	Avec une cage est plus raide sauf en T

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Hitchon et coll.	1999	19 Rachis cadavériques humains (T9-L3)	2 instrumentations antérieures : 1) Système Kaneda (10 rachis) 2) Système Synthes (9 rachis)	Mesures de la stabilité et de la fatigue (5000 cycles) en FE et extension	Kaneda est plus raide que Synthes, surtout en extension
Kotani et coll.	1999	Modèles rachidiens synthétiques composés de cylindres de UHMWP (L3)	12 instrumentations antérieures : 1) 5 avec plaques 2) 7 avec tiges	Tests de fatigue (deux millions de cycles) et IL	Pas de différence significative de raideur entre plaques et tiges
Schramm et coll.	1999	Rachis bovins (L2-L4)	Instrumentation postérieure	Tests en compression axiale de fatigue (100,000 cycles)	Développement de lecteurs 3D
Wu et coll.	1998	6 rachis cadavériques humains (L2-L4)	Instrumentation postérieure : 3 positions différentes de vis trans-pédiculaires	Tests en FE	Pas de différences significatives
Kostuik et coll.	1998	9 rachis cadavériques humains (T12-S2)	9 instrumentations antérieures testées 5X chacune : 1) T12-L5-S1 avec ou sans fixation L5-S1 antérieur avec greffon 2) T12-L5-S1, S2 avec ou sans fixation L5-S1 antérieur avec greffon 3) T12-S1, S2 avec ou sans fixation L5-S1 antérieur avec greffon 4) T12 Jackson avec ou sans fixation L5-S1 antérieur avec greffon 5) T12-L5-S1, S2 avec greffon antérieur seulement	Mesures de la raideur en FE et IL	Les fixations antérieures ont augmenté la raideur en FE Lorsque qu'une vis est mise en L5 alors la rotation axiale diminue
Dick et coll.	1997	Modèles rachidiens synthétiques	4 instrumentations antérieures : 1) Synthes 2) Kaneda 3) TSRH 4) Z-Plate	Mesures de la raideur en T (5 N.m.) FE et IL (2 N.m) Tests en fatigue (80 000 cycles)	Synthes la plus raide dans tous les cas de chargement et en fatigue

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Horton et coll.	1996	Rachis humains cadavériques (31 + 48 vertèbres)	Instrumentation antérieure : 1) 31 Vis mono-cortical versus bi-cortical 2) 48 vis avec des orientations différentes	Mesures de la force d'arrachement des vis	Le pré perçage cortical (mono ou bi) n'a pas d'effet L'orientation a un effet significatif
Goel et coll.	1994	Modèles rachidiens synthétiques (blocs de UHMWPE avec caoutchouc pour les disques)	Instrumentation postérieure Kaneda	Tests en fatigue sur les vis pédiculaires (jusqu'à 2 000 000 cycles) comparés à des tests en statique	Différences importantes entre les niveaux de rupture
Zdeblick et coll.	1993	Rachis bovins	4 instrumentations antérieures : 1) CASP 2) Kaneda 3) KH 4) TSRH	Tests en FE, T et compression	En FE et compression Kaneda et TSRH plus raides que CASP et KH
Shono et coll.	1991	5 rachis bovins (T11-L2) avec scolioses thoracolombaires	3 instrumentations : 1) 2 antérieures : Zielke et Kaneda 2) 1 postérieure : CD	Tests en compression axiale, en T, en FE et en extension	Kaneda est le plus stable pour les quatre chargements Zielke est la moins raide en FE et en extension CD est la moins raide en compression axiale et en T
Drummond et coll.	1988	-	Instrumentations postérieures combinées : 1) Harrington pour côté concave 2) Luque pour le côté convexe	-	Meilleure distribution des charges et stabilité

Tableau 1.2 : Expérimentations sur des rachis instrumentés (suite)

Auteurs	Années	Modèles	Instrumentations	Chargements	Items importants
Johnston et coll.	1987	Rachis bovins avec scoliose jusqu'à 120 degrés	Instrumentation postérieure Luque avec ou sans "cross links"	Mesures de la déformation à l'apex de la courbure en charge de compression axiale	Raideur diminue rapidement avec difformité de plus de 38 degrés Des "cross links" et des diamètres de tige plus gros augmentent la raideur
Fidler et coll.	1986	14 modèles rachidiens synthétiques en plastique (Polyester)	14 configurations d'instrumentations postérieures (Harrington et Luque)	Tests en FE, T et compression axiale	Première étude de configuration recensée

CHAPITRE 2 - MATÉRIEL ET MÉTHODES

Ce chapitre présente le matériel et les méthodes utilisés lors de cette étude de paramètres biomécaniques de l'instrumentation antérieure. Premièrement, les modèles rachidiens synthétiques, les protocoles, l'expérimentation et le traitement des données sont présentés. Ensuite, la méthodologie permettant la caractérisation des paramètres biomécaniques et l'exploitation des résultats est expliquée. Enfin, la description et l'évaluation des sources d'erreur sont abordées et présentées dans la section de la validation des résultats.

2.1 Rappel de la problématique et des objectifs

La littérature suggère que l'instrumentation antérieure a un taux de complications plus élevé que celle postérieure, ces complications survenant en majorité dans les premiers mois suivant la chirurgie (Betz et coll., 2001; Denis et coll., 1994; Sweet et coll., 2001). Ces complications peuvent avoir pour cause, pour un taux de 10-50%, la fusion osseuse non-complète, le temps requis se situant normalement entre 4 et 12 mois. On note aussi des pertes de correction de l'ordre de 20-40% en post-opératoire. L'impact biomécanique de la configuration des paramètres de l'instrumentation chirurgicale antérieure du rachis scoliotique, en conditions post-opératoires, est donc difficile à évaluer par le chirurgien orthopédiste en planning pré-opératoire. Les choix actuels s'effectuent sur des bases empiriques, d'expérience et de considérations biomécaniques de base.

L'objectif général de ce projet est de caractériser les paramètres qui influent sur la raideur du rachis instrumenté en conditions post-opératoires à l'aide de différents protocoles expérimentaux dans le but de vérifier l'hypothèse qu'il existe une relation

entre les paramètres de l'instrumentation antérieure et la raideur du rachis instrumenté.

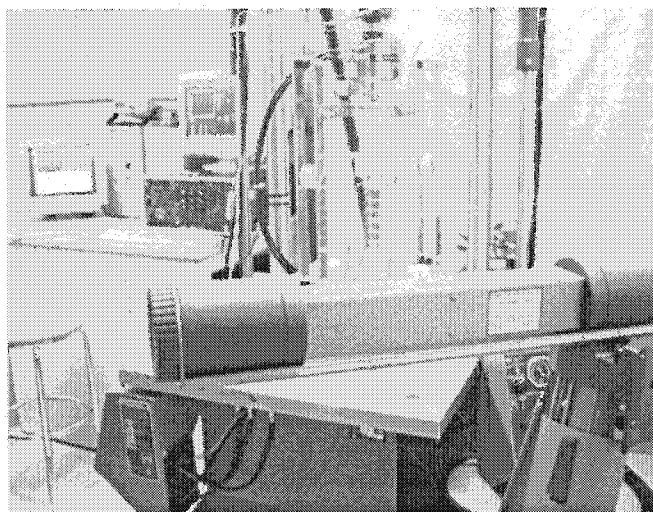
Les objectifs spécifiques sont :

- O1 : Développer et valider des protocoles expérimentaux permettant l'étude des paramètres de l'instrumentation chirurgicale antérieure.
- O2 : Caractériser les paramètres qui influent sur la raideur du rachis instrumenté à l'aide des différents protocoles expérimentaux et déterminer des modèles mathématiques.
- O3 : Exploiter les relations/résultats expérimentaux afin de recommander des configurations aux chirurgiens.

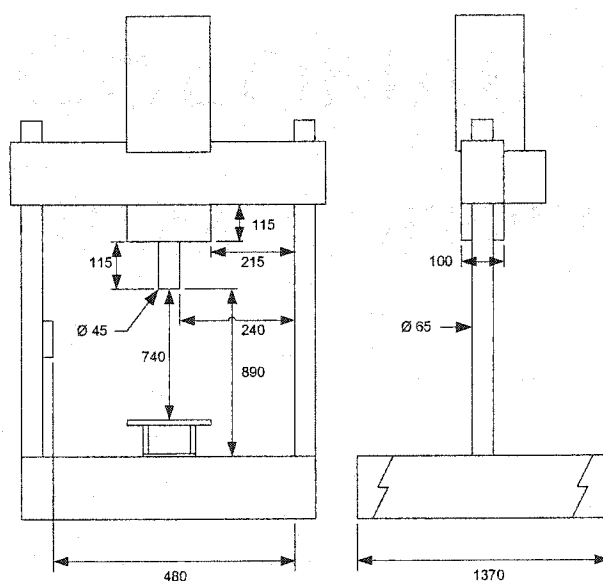
2.2 Protocoles expérimentaux

Un protocole expérimental a été développé pour chacun des cas de chargement, soit la flexion (FE), l'inflexion latérale (IL) et la torsion (T). Le montage comporte un appareil de mesure des forces appliquées en fonction des déplacements (Bionix 858; MTS systems Corp., Minneapolis, Minnesota) relié à une console de contrôle et un ordinateur pour l'acquisition des données (figure 2.1a et b). Une caméra optique 3D (Visualeyez ; Phoenix Technologies, Phoenix, Arizona) (figure 2.1a), un pointeur et neuf diodes (LED) reliés à un ordinateur pour l'acquisition des positions et déplacements en fonction du temps sont aussi utilisés. Sur la surface de travail de la machine d'essai de traction (nommée ci-après MTS), on retrouve un plateau (figure 2.1c) sur lequel est posé le socle inférieur contenant la vertèbre inférieure du modèle rachidien. Le socle supérieur, contenant la vertèbre supérieure, est relié par un ou deux câbles, selon le cas de chargement, à la MTS via un bras de levier. En torsion, deux supports verticaux sont installés sur le plateau, servant à maintenir les quatre poulies en place. Des tiges et des

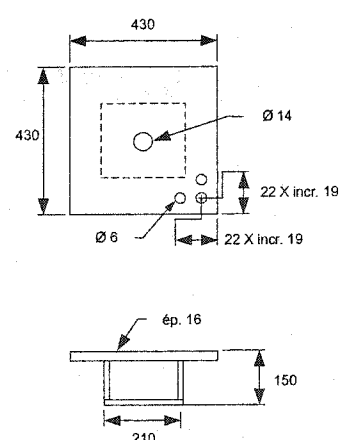
plaques rigidifient le montage. Enfin, l'espace sous la surface de travail de la MTS est employé pour placer un poids suspendu à des câbles.



(a)



(b)

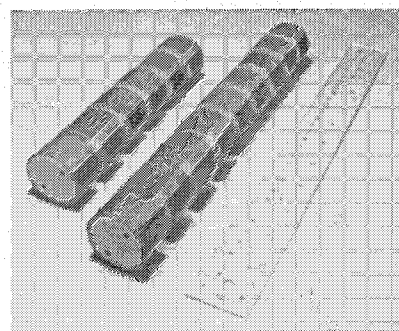
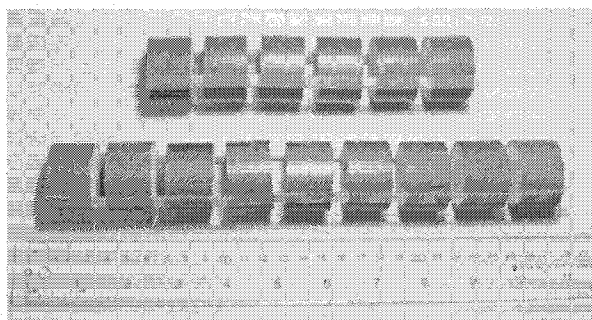


(c)

Figure 2.1 : Montage du protocole expérimental (a) MTS, caméra optique 3D et modèle rachidien (b) dimensions (mm) de la MTS (c) dimensions (mm) du plateau

2.2.1 Description et préparation des modèles rachidiens

Le modèle rachidien présenté dans cette section permet de reproduire les principales caractéristiques d'un rachis humain d'adolescent entièrement discoïdectomisé sur la portion à être instrumentée. Un modèle rachidien synthétique élimine la variabilité biologique et réduit considérablement la variabilité géométrique présente chez les rachis cadavériques humains et animaux. Les modèles rachidiens utilisés (Sawbones Pacific Research Laboratories, Vashon, Washington) contiennent 5 ou 8 unités fonctionnelles (6 ou 9 cylindres) (figure 2.2). Deux élastiques collés le long des cylindres permettent d'obtenir un espace discal constant et sont positionnés à l'emplacement des ligaments longitudinaux antérieur et postérieur. Aucune cyphose ni scoliose ne sont présentes dans les modèles.



**Figure 2.2 : Modèles rachidiens Sawbones
(Pacific Research Laboratories, Vashon, Washington)**

Chacune des unités fonctionnelles est identique, de forme cylindrique (Belmont et coll., 2001; Kotani et coll., 1999) et se compose d'un cylindre plein, représentant l'os spongieux, entouré d'une paroi cylindrique, représentant l'os cortical. Cet os cortical est simulé par un mélange d'époxy-verre alors que l'os spongieux est simulé par du polyuréthane, les deux matériaux combinés représentant les propriétés mécaniques moyennes de l'os humain (Mullet et coll., 2002; Takemura et coll., 1999; Szivek et coll.,

1993). Les dimensions des modèles rachidiens long et court sont présentées à la figure 2.3 et se basent sur les dimensions de vertèbres thoraciques T10 typiques d'adolescent (Panjabi et coll., 1991 et 1992). L'instrumentation antérieure étant généralement positionnée dans l'intervalle compris entre T4 et L2, le choix de T10 représente une vertèbre se situant approximativement au centre, combinant les effets géométriques de transition entre niveaux thoracique et lombaire et présentant un corps vertébral suffisamment volumineux pour y loger l'instrumentation chirurgicale ainsi que les câbles de pré chargement (cf. section 2.2.2). Les conditions post-opératoires sont représentées par l'application d'une pré charge représentant une position corporelle debout (cf. section 2.2.2) et par l'utilisation de greffon non-solidifié dans les espaces intervertébraux. L'instrumentation antérieure utilisée est le Cotrel-Dubousset Horizon Eclipse (CDHE) (Sofamor Danek, Memphis, Tennessee).

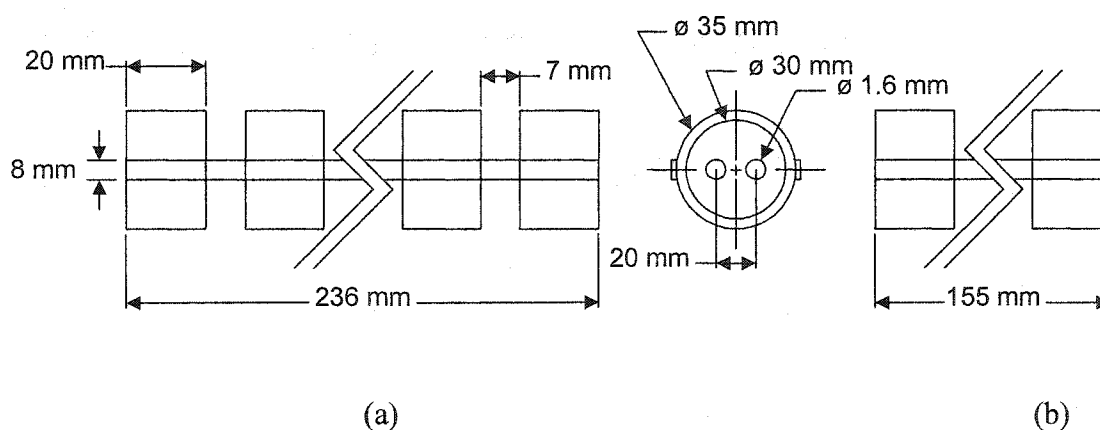
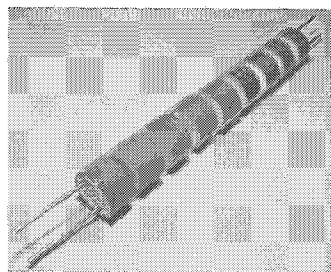
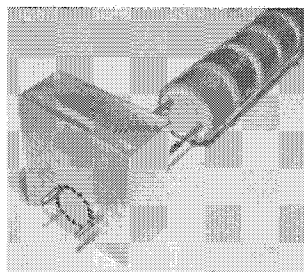


Figure 2.3 : Dimensions des modèles rachidiens Sawbones
(a) segment long de 9 cylindres (b) segment court de 6 cylindres

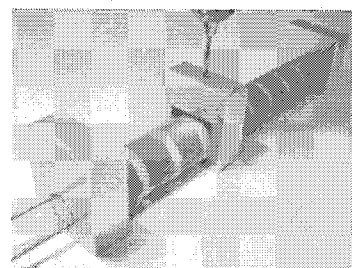
La préparation des modèles rachidiens implique une précision importante pour s'assurer de cerner les effets des paramètres étudiés (section 2.3.1), d'où l'usage de gabarits et de procédures standardisées. La figure 2.4 présente les étapes de la préparation d'un montage type.



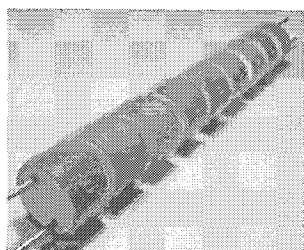
(a)



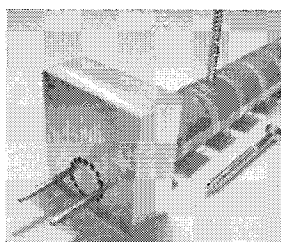
(b)



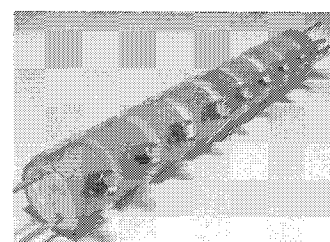
(c)



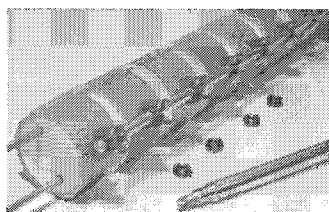
(d)



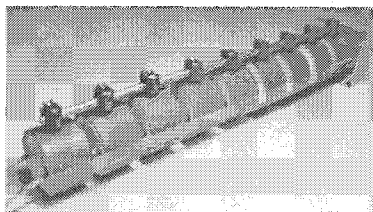
(e)



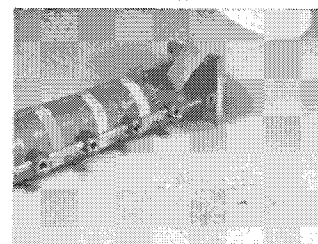
(f)



(g)



(h)



(i)

Figure 2.4 : Étapes de la préparation des modèles rachidiens

(a) insertion des tiges d'alignement (b) positionnement angulaire dans les blocs d'orientation (c) pré-perçage (d) vue de l'alignement des trous (e) taraudage (f) insertion des vis (g) insertion de la tige et des bouchons (h) insertion du câble de pré chargement (i) insertion du greffon

L'insertion des tiges d'alignement en (a) dans le gabarit d'orientation angulaire (b) réduit la variabilité intrinsèque au positionnement des opérations de pré-perçage (c) et taraudage (e). Le gabarit de pré-perçage (c) permet aussi de réduire la variabilité sur la profondeur des trous. La tige et les bouchons sont assemblés avec un jeu en (g) sur les vis posées avec un nombre de pas précis en (f), permettant aux élastiques de se relaxer. Les câbles permettant l'application de la pré charge sont insérés en (h). Le greffon, utilisé pour le remplissage intervertébral, est représenté par un gravier de corail de 1 mm de diamètre nominal. Les espaces discaux ont été remplis d'un volume constant de 7000 mm³ en (i). L'emploi de ruban adhésif très collant servant à contenir le greffon dans son espace intervertébral était suffisamment flexible pour ne pas gêner les mouvements physiologiques simulés. Enfin, un serrage final de l'assemblage, suite à l'insertion du greffon, assurait sa stabilité.

L'ancrage des cylindres limites des modèles rachidiens a été effectué tel que présenté à la figure 2.5. Un gabarit réduisant la variabilité de positionnement axial est d'abord utilisé pour centrer le modèle rachidien, préalablement déposé sur un bloc, fixant ainsi sa hauteur.

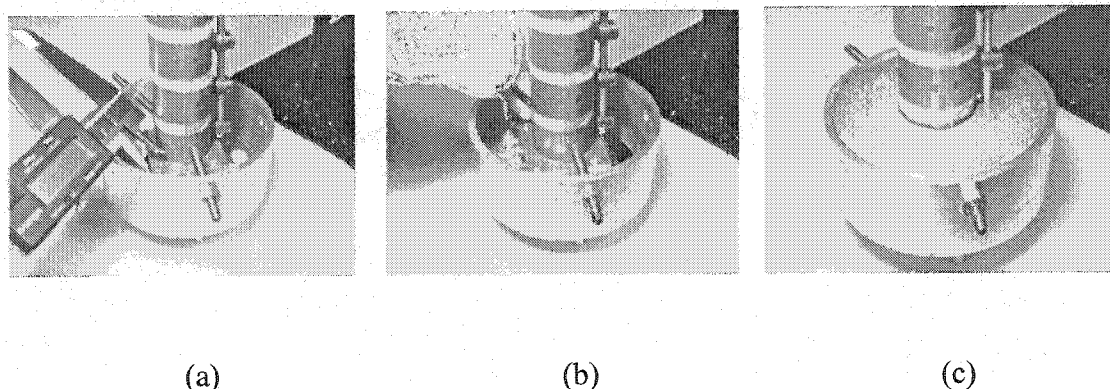


Figure 2.5 : Ancrage des modèles rachidiens (a) vérification du positionnement axial (b) coulage du métal de fixation (c) résultat final

Trois vis radiales permettent de fixer le modèle rachidien sur le socle. Le positionnement axial est ensuite re-vérifié à l'aide d'un vernier (figure 2.5a). Un métal (Metspec158 ; MCP Metalspecialties, Fairfield, Connecticut), à bas point de fusion (70°C et de densité de 9670 kg/m^3), est fondu et coulé dans le socle (figure 2.5b). Une fois refroidi, le modèle rachidien et le socle sont parfaitement solidaires (figure 2.5c).

Au socle supérieur, l'extrémité de la tige et la vis supérieure sont immergées par le métal solidifié, ne permettant aucun mouvement par rapport au socle (figure 2.6b). Au socle inférieur, l'extrémité de la tige et la vis inférieure ne sont pas immergées par le métal solidifié, ce qui permet une rotation du modèle rachidien selon l'axe de la vis (figure 2.6a). Les conditions aux limites utilisées ne représentent pas la meilleure façon possible de simuler les conditions aux limites réelles. La section 4.4.1 discute de ce point.

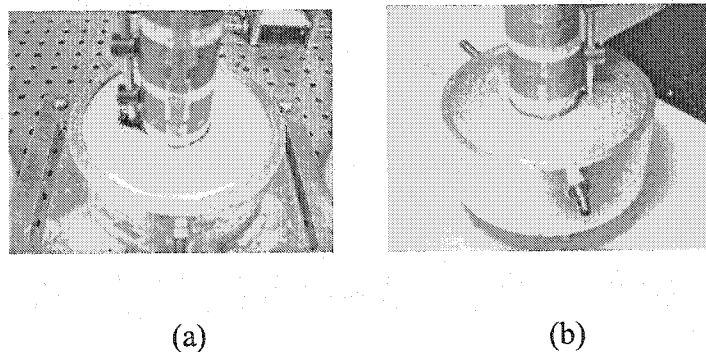


Figure 2.6 : Conditions aux limites (a) du socle inférieur (b) du socle supérieur

2.2.2 Description et préparation de l'appareillage expérimental

Une fois la préparation du modèle rachidien complétée, le socle inférieur est solidement fixé sur le plateau (figure 2.7a). Celui-ci est fixé et centré sur la surface de travail de la machine servo-hydraulique MTS servant à la mesure des charges axiales. La caméra optique 3D permettant la lecture de la position et des rotations en 3D des diodes est installée approximativement à une hauteur de 1 mètre du sol et selon un angle de 45° degrés (figure 2.7b) par rapport au plateau du montage pour accommoder tous les cas de

chargements. Elle se compose de trois caméras optiques montées sur un trépied. L'utilisation d'un maximum de 32 diodes reliées par mode connecté ou sans-fil permet une acquisition en temps réel. Le pointeur (figure 2.7c) est positionné sur le devant du plateau, prêt pour l'acquisition des points de références.

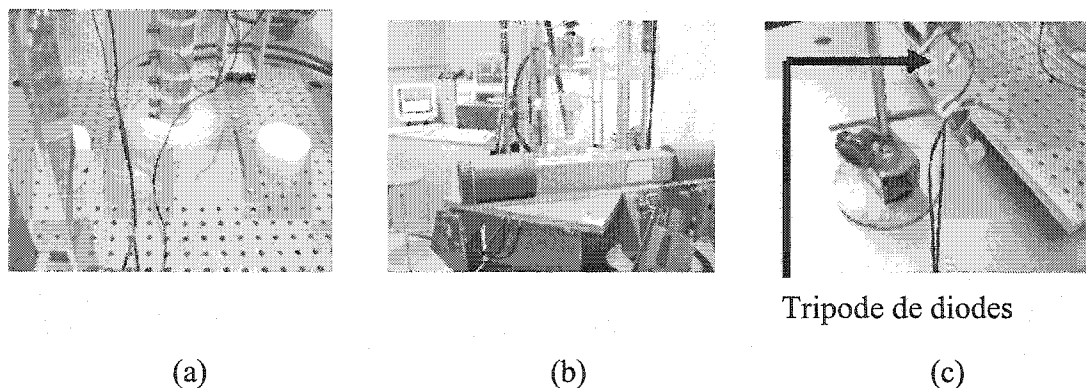


Figure 2.7 : Étapes de mise en place (a) fixation du socle inférieur sur le plateau (b) installation de la caméra 3D Visualeyez (c) installation du pointeur

Trois tripodes de diodes, comme celui présenté à la figure 2.7c sur le pointeur, se retrouvent aussi fixés sur le socle supérieur et sur le bras de levier solidaire au mandrin de la MTS (figure 2.8).



Figure 2.8 : Deux des trois tripodes de diodes sur le socle supérieur et sur le bras de levier solidaire au mandrin de la MTS

Ces tripodes permettent le calcul des systèmes de coordonnées et des matrices de rotation. La distance entre chacune des diodes est fixée de façon à assurer une précision suffisante sur les lectures (cf. section 2.5.4)

La pré charge en compression axiale (figure 2.9) a pour objectif l'application d'une compression pure, sans moments non-physiologiques et sans flambage. Le calcul de la pré charge peut être fait en utilisant la formulation de Schultz et coll. (1982) où la répartition sur les différents niveaux est définie comme étant $14\% \cdot M_{\text{sujet}}$ pour T1 et $2.6\% \cdot M_{\text{sujet}}$ par niveau de T2 à L5 inclusivement, M_{sujet} étant la masse du sujet. Le calcul pour un rachis thoracique d'un adolescent typique de masse de 45 kg (Joncas et coll., 1996) pour 9 vertèbres donne 15.6 kg alors que pour 6 vertèbres on obtient 13.3 kg. Le calcul de la pré charge doit additionner la masse du socle de 3 kg et soustraire la charge de traction de 100 N exercée par la MTS, soit 10 kg. La masse appliquée de 22.5 kg donne donc une résultante de 15.5 kg.

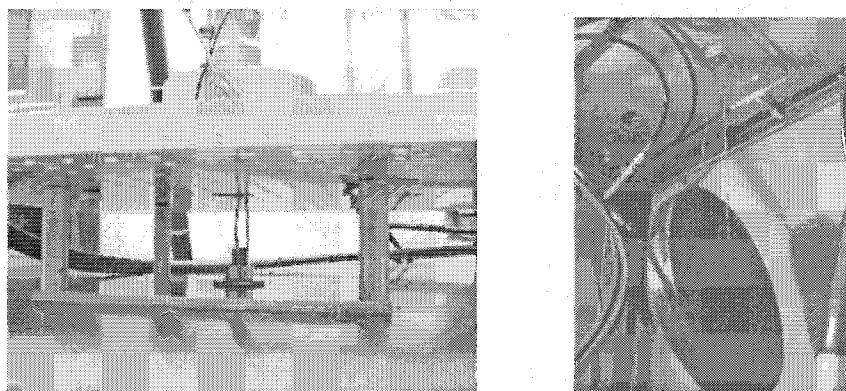
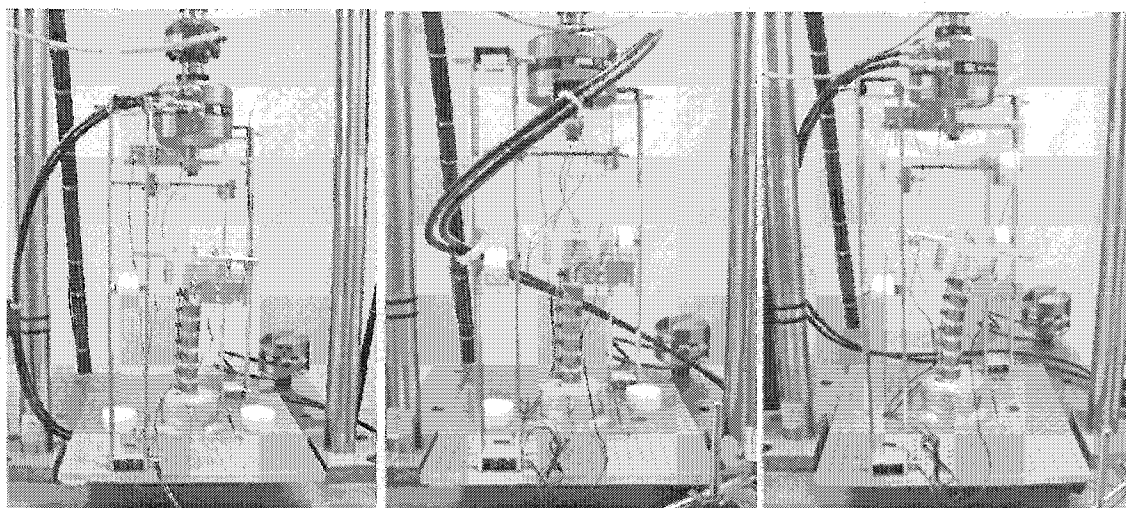


Figure 2.9 : Application de la pré charge à l'aide d'un câble

Les assemblages finaux pour les trois cas de chargement sont présentés à la figure 2.10. Les montages en position de chargement en inflexion latérale (IL), flexion (FE) et torsion (T) sont respectivement montrés en (a), (b) et (c). Le changement de configuration de chargement se fait sans avoir à déplacer le modèle rachidien.



(a)

(b)

(c)

Figure 2.10 : Assemblages finaux pour les trois cas de chargement

(a) IL (b) FE (c) T

2.2.3 Expérimentation

Trois cas de chargement ont été testés pour chacun des modèles rachidiens, soit la flexion (FE), l'inflexion latérale (IL) et la torsion (T). Le contrôle du chargement s'effectue sur la force. Les configurations de chargements en FE et en IL sont similaires. Seuls les bras de levier sont tournés de 90 degrés (figure 2.11a et b). Le chargement en T nécessite l'utilisation de quatre poulies (figure 2.11c), deux servant à bloquer la rotation du mandrin de la MTS et deux servant à rediriger la force axiale en force latérale. Tous les chargements sont appliqués par le biais de câbles en tension, minimisant ainsi l'effet de moments non-physiologiques et permettant la mesure réelle des couplages.

L'expérimentation débute par la mesure de 56 points de références (tableau 2.1 et figure 2.12) alors que le montage est en position d'équilibre statique sans pré charge. Les points PF1 et PF2 servent au calcul de l'orientation du vecteur force en IL (inflexion

latérale), alors que les points PF3 et PF4 servent au calcul de l'orientation du vecteur force en FE (flexion). Les points PF5 à PF10 servent au calcul de l'orientation des vecteurs force en T (torsion).

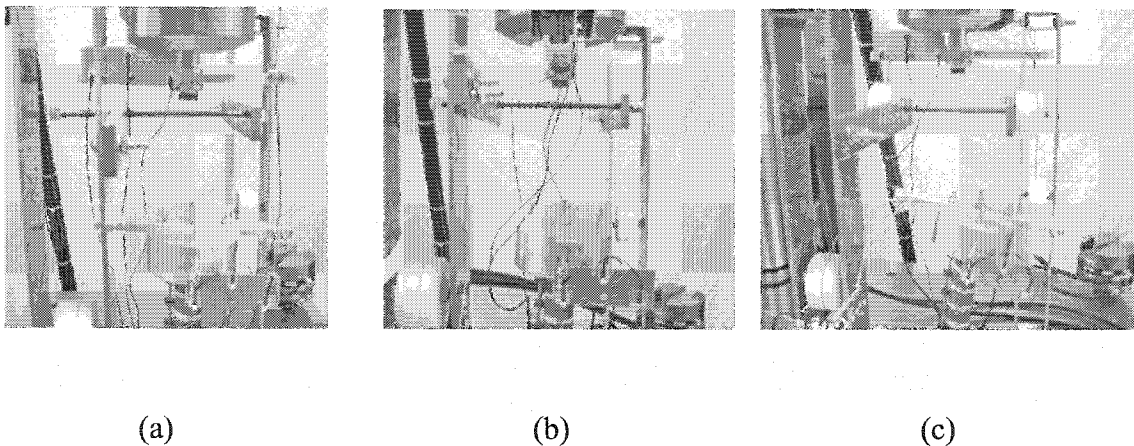


Figure 2.11 : Chargement de la vertèbre supérieure à l'aide de câbles

(a) IL (b) FE (c) T

La pré charge est ensuite installée suivie d'une période de relaxation de 15 minutes permettant au montage de se stabiliser. La tension des câbles de chargement est ajustée en fonction du zéro de la MTS. Cinq chargements préliminaires consécutifs permettent ensuite une stabilisation finale du montage ainsi que la vérification du fonctionnement des appareils de mesure. Le chargement final linéaire, quasi-statique d'une durée de 7.4 secondes, donc ayant une accélération presque nulle est enfin effectué et les données sauvegardées. 248 mesures sont acquises avec la caméra optique 3D alors que 84 le sont avec la MTS. Ce chargement s'effectue par une traction sur le bras de levier, générant un moment de force. La traction est soustraite dans le calcul de la résultante de la pré charge. Pour effectuer les répétitions nécessaires à la mesure de l'erreur expérimentale, la pré charge ainsi que le modèle rachidien solidaire aux socles sont retirés du plateau. Une fois la pré charge et le modèle rachidien réinstallés sur le plateau, on procède de

nouveau aux étapes mentionnées préalablement et ce, trois fois par modèle rachidien et par cas de chargement.

Tableau 2.1 : Points de références

Descriptions des points	Identificateurs	Quantités
Un point à l'origine du plateau	O1	1
Six points sur le périmètre du cône du pointeur pour le calibrage de l'extrémité (Annexe I)	P1-P6	6
Trois points sur l'arête supérieure et trois points sur l'arête inférieure du socle supérieur pour le calcul du centre du corps vertébral (point CCV) (Annexe II)	CCV1-CCV6	6
Trois points sur le plan de projection des vecteurs de rotation en FE	FE1-FE3	3
Trois points sur le plan de projection des vecteurs de rotation en IL	IL1-IL3	3
Trois points sur le plan de projection des vecteurs de rotation en T	T1-T3	3
Trois points sur l'arête supérieure et trois points sur l'arête inférieure du mandrin de la MTS pour le calcul du vecteur axial du mandrin (vecteur MAN)	MAN1-MAN6	6
Six points d'intersection des câbles et bras de levier et quatre points aux centres des poulies pour le calcul des vecteurs force	PF1-PF10	10
Tripodes du socle supérieur et du mandrin en position statique FE pour le calcul des matrices de rotation	STAT_FE	6
Tripodes du socle supérieur et du mandrin en position statique IL pour le calcul des matrices de rotation	STAT_IL	6
Tripodes du socle supérieur et du mandrin en position statique T pour le calcul des matrices de rotation	STAT_T	6

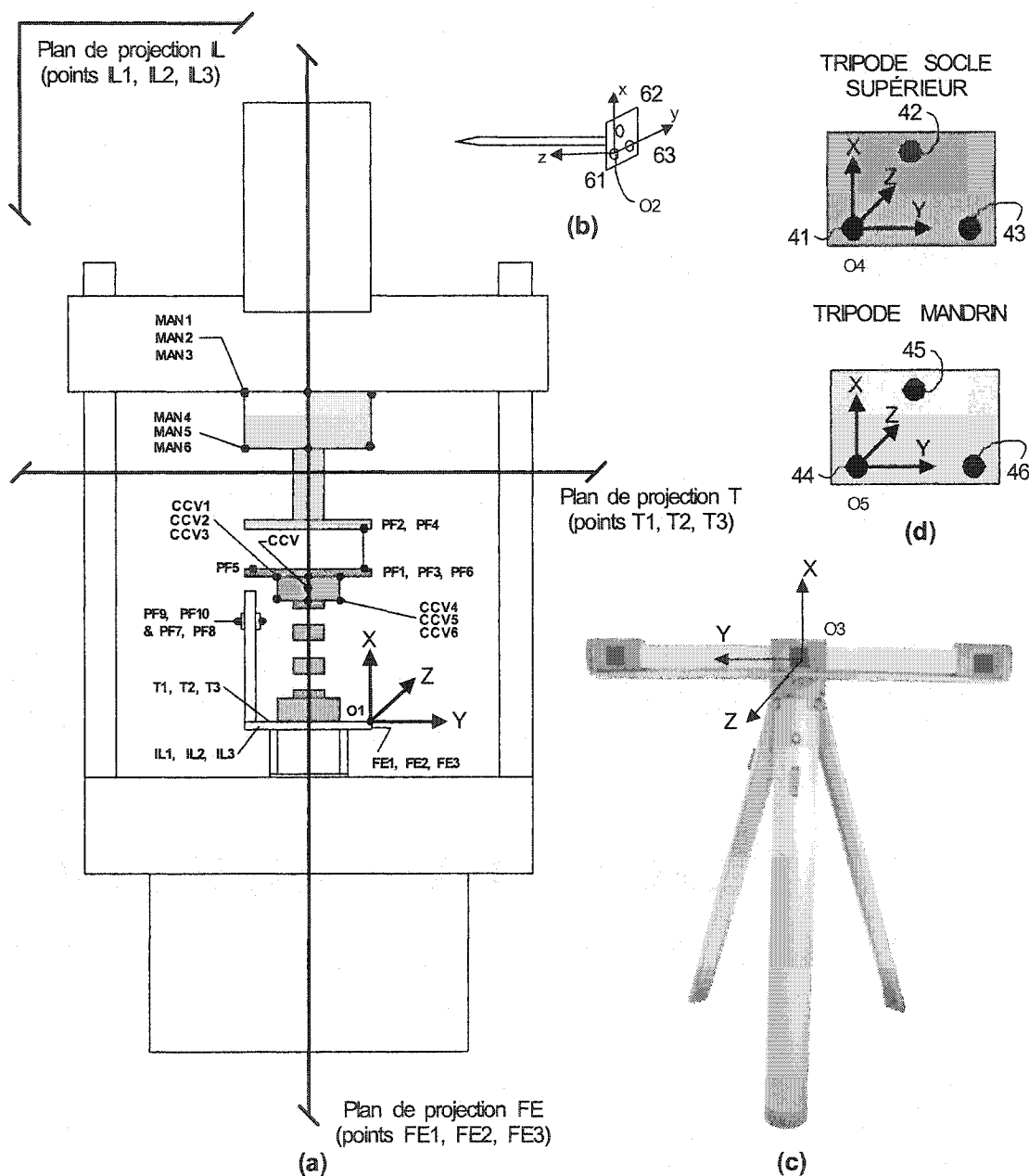


Figure 2.12 : Position des points, plans, trièdres de référence et diodes (a) Modèle rachidien sur la MTS (b) pointeur (c) caméra optique 3D (d) tripodes de diodes

Le protocole expérimental est présenté dans le tableau 2.2. Il comporte essentiellement 3 étapes principales et 17 sous-étapes.

Tableau 2.2 : Protocole expérimental

Étapes principales	Sous-étapes	Procédures
PRÉPARATION ET ANCRAGE DU MODÈLE RACHIDIEN	1A	Préparation du modèle rachidien selon la section 2.2.1 et le plan d'expérimentation selon la section 2.3.2
	1B	Ancrage du modèle rachidien dans les socles supérieur et inférieur selon la section 2.2.1
INSTALLATION SUR LA MTS ET PRÉPARATION DE LA VISUALEYEZ	2A	Installation du plateau sur la MTS selon la section 2.2.2
	2B	Installation du modèle rachidien sur le plateau selon la section 2.2.2
	2C	Installation de l'appareil de capture du positionnement Visualeyez et des diodes selon la section 2.2.2
	2D	Installation du pointeur selon la section 2.2.2
OPÉRATION ET MESURES 1) IL 2) FE 3) T	3A	Installation des bras de levier et des poulies (selon la section 2.2.3) en position : 1) IL, 2) FE, 3) T
	3B	Mesure des points (O1, P1-P6, CCV1-CCV6, FE1-FE3, IL1-IL3, T1-T3, MAN1-MAN6, PF1-PF10) en position statique sans pré charge à l'aide du pointeur selon la section 2.2.3
	3C	Acquisition des fichiers pour les calculs des matrices de rotation : 1) STAT_IL, 2) STAT_FE, 3) STAT_T
	3D	Installation de la pré charge selon la section 2.2.3
	3E	Repos de 15 minutes pour assurer l'équilibre statique du montage
	3F	Ajustement de la tension dans le câble de chargement et du zéro sur la MTS
	3G	Exécution de 5 chargements préliminaires consécutifs pour stabiliser le montage et vérifier le fonctionnement des appareils
	3H	Exécution du chargement final et mesure des forces et déplacements
	3I	Dé-installation de la pré charge et du modèle rachidien du plateau
	3J	Ré-installation du modèle rachidien sur le plateau et répétition des étapes 3A à 3I deux fois pour chaque modèle rachidien
	3K	Répétition des étapes 3A à 3I une fois pour chaque cas de chargement

2.2.4 Traitement des données

Une série d'algorithmes (Z1-Z13) utilisant les fonctions de Matlab (The MathWorks, Natick, Massachusetts) a permis le calcul et l'analyse statistique des raideurs initiale, finale et moyenne selon deux méthodes (tableau 2.3), des couplages primaire et secondaire, des mobilités finales et des angles résiduels. Des études complémentaires (section 2.5) sur la configuration de la pré charge et sur différentes conditions aux limites complètent les résultats. Un premier algorithme (Z1) calcule les coordonnées de la pointe ainsi que la translation de l'origine O2 à l'extrémité du pointeur à l'aide de six positions du tripode du pointeur lues sur le périmètre d'un cône généré lorsque l'extrémité du pointeur est fixée (Annexe I). Un second algorithme (Z2) calcule les équations des plans de projection à l'aide des points IL1-IL3, FE1-FE3 et T1-T3. Un troisième algorithme (Z3) calcule le centre du corps vertébral (CCV) encastré dans le socle supérieur ainsi que le vecteur VSOCLE dont la direction représente l'axe du CCV. Trois points sur les périmètres supérieur et inférieur sont nécessaires (CCV1-CCV6) (Annexe II). Un quatrième algorithme (Z4) calcule le vecteur MAN dont la direction représente l'axe du mandrin de la MTS à l'aide des points MAN1-MAN6. Un cinquième algorithme (Z5) calcule les matrices de rotation en position statique entre les origines O2-O3, O4-O3 et O5-O3 (figure 2.12b, c et d). Un sixième algorithme (Z6) calcule la correction sur les moments de force. Le vecteur force (F) est corrigé pour demeurer perpendiculaire (F_c) au bras de levier (L) selon l'angle THETAc (figures 2.13 et 2.14). Un septième algorithme (Z7) effectue la lecture et la conversion des données. Un huitième algorithme (Z8) effectue l'interpolation des courbes de la MTS qui est nécessaire étant donné la quantité de points inférieure à celle recueillie avec la caméra optique 3D (84 mesures versus 248). Cette interpolation (fonction Matlab) s'effectue par une méthode polynomiale qui approche le nuage de point expérimental. Un neuvième algorithme (Z9) combinant les résultats des huit précédents effectue la synchronisation des courbes, calcule les moments finaux et rotations et affiche graphiquement les résultats.

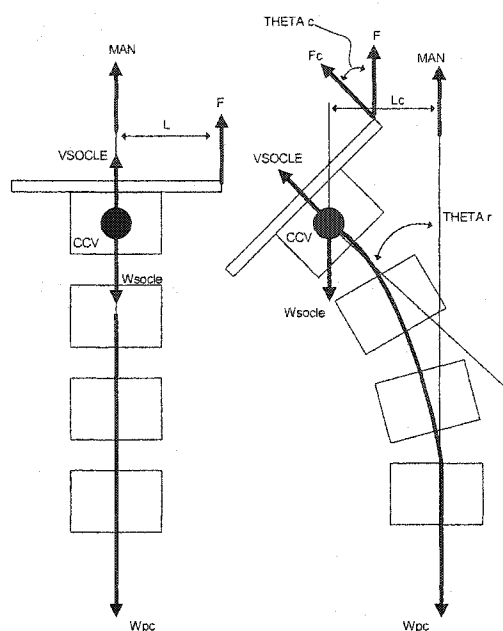


Figure 2.13 : Calcul de l'angle de rotation et de la correction sur le moment de force due au poids du socle supérieur et à la variation de l'angle d'application de la charge (chargement en FE ou IL)

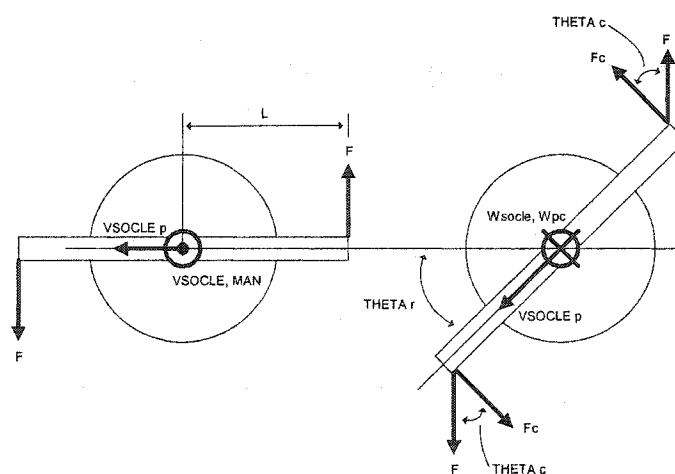


Figure 2.14 : Calcul de l'angle de rotation et de la correction sur le moment de force due à la variation de l'angle d'application de la charge (chargement en T)

La synchronisation des deux courbes mesurées s'effectue en cherchant leur point d'inflexion qui équivaut à l'arrêt du chargement et le début du retour à la position initiale et à combiner les données en un seul fichier synchronisé aux points d'inflexion. La durée de l'expérimentation étant de 7.4 secondes, les données excédentaires à cette durée sont simplement tronquées. Lors du calcul des moments finaux, le poids des câbles de chargement et des bras de levier est négligé. Par contre, le poids du socle (W_{socle}) incluant le métal solidifié générant un moment dû au bras de levier (L_c) est inclus (figure 2.13). Le calcul de l'angle de rotation (THETA_r) se fait par rapport aux vecteurs (MAN et VSOCLE) projetés sur les plans de références (figure 2.13). Pour la torsion, un vecteur normal à MAN est utilisé (VSOCLE_p) (Figure 2.14). Un dixième algorithme (Z10) calcule la raideur finale avec la méthode d'approximation par spline (tableau 2.3). Un onzième algorithme (Z11) calcule la raideur initiale avec la méthode de régression linéaire (tableau 2.3). Les angles résiduels et les couplages sont aussi calculés dans cet algorithme.

Tableau 2.3 : Méthodes de calcul de la raideur

Méthodes de calcul	Descriptions
Régression linéaire (RL) et raideur initiale (RI)	Une régression linéaire est effectuée sur les 15% premiers points de la courbe
Régression linéaire (RL) et raideur finale (RF)	Une régression linéaire est effectuée sur les 7.5% points de la courbe précédents et suivants la valeur du moment de 5 N.m.
Régression linéaire (RL) et raideur moyenne (RM)	Une régression linéaire est effectuée sur la totalité des points de la courbe en chargement
Approximation par spline (SPL) et raideur finale (RF)	Une approximation par moindres carrés d'une spline est effectuée sur la totalité des points ; la pente est calculée à un moment donné utilisant les points actuel et précédent prélevés de la spline

Un douzième (Z12) et un treizième algorithmes (Z13) calculent les raideurs finale et moyenne à l'aide de la même méthode, ainsi que les mobilités finales pour un moment de 5 N.m. Il est aussi à noter la pré charge tangente (Wpc) fixée à la vertèbre supérieure par le biais d'un câble (figure 2.13).

2.3 Caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure

La caractérisation des paramètres de l'instrumentation chirurgicale antérieure a été effectuée selon un plan d'expérimentation Box, hunter et Hunter (1978) dans le but de déterminer les paramètres ayant une influence statistiquement significative.

2.3.1 Description des paramètres

Les paramètres ont été choisis en fonction de la littérature (cf. tableau 1.2) et selon l'expérience du co-directeur de ce mémoire. L'effet potentiel sur la raideur du rachis instrumenté était le critère de sélection primaire, l'aspect pratique d'application en chirurgie, le critère secondaire. Le tableau 2.4 présente les paramètres retenus pour cette étude ainsi que leurs modalités. Les modalités (-1 et +1) servent à coder les extrêmes testés alors que les identificateurs sont utilisés lors de l'analyse statistique (cf. chapitre 3).

Tableau 2.4 : Paramètres et modalités (signes -1 et +1)

Paramètres	Identificateurs	Modalités	
		-1	+1
Diamètre des vis	DIA_VIS	5.5 mm	7.5 mm
Angle des vis (p/r au plan frontal)	ANG_VIS	22.5°	0°
Prise sur l'os des vis	OS_CORT	Bi-Corticale	Mono-Corticale
Nombre d'UF	NB_NIV	5	8

Dans le but de bien cerner l'effet des paramètres étudiés et pour des raisons pratiques, certaines simplifications ont été incorporées aux modèles rachidiens instrumentés. Ainsi, tous les niveaux sont instrumentés avec des vis et des angles identiques. L'angle des vis est de 22.5 degrés (postérieur vers antérieur) ou de 0 degré par rapport au plan frontal (angle coronal). La longueur des vis utilisées en prise mono-corticale est de 25 mm alors qu'elle est de 40 mm en prise bi-corticale.

2.3.2 Plan d'expérimentation

Trois plans d'expérimentation identiques, i.e. un pour chaque cas de chargement, de 4 facteurs à 2 modalités ont été nécessaires. Pour éviter d'avoir à utiliser un plan factoriel Box, Hunter et Hunter (1978) complet nécessitant 16 modèles rachidiens (2^4), un plan factoriel fractionnaire de résolution IV (2^{4-1}) de 8 modèles rachidiens fut utilisé. Puisque chaque expérimentation fut répétée deux autres fois (pour un total de $n=3$), pour mesurer l'erreur expérimentale, alors 24 essais par plan d'expérimentation ont été nécessaires, pour un grand total de 96 essais. Le tableau 2.5 et la figure 2.15 présentent les modalités appliquées aux huit modèles rachidiens testés, de manière randomisée, selon le plan d'expérimentation.

Tableau 2.5 : Modalités du plan d'expérimentation Box, Hunter et Hunter

Identificateurs	Diamètre des vis	Angle des vis	Prise des vis	Nombre d'UF instrumentée
R1	-1	-1	-1	-1
R2	1	-1	-1	1
R3	-1	1	-1	1
R4	1	1	-1	-1
R5	-1	-1	1	1
R6	1	-1	1	-1
R7	-1	1	1	-1
R8	1	1	1	1

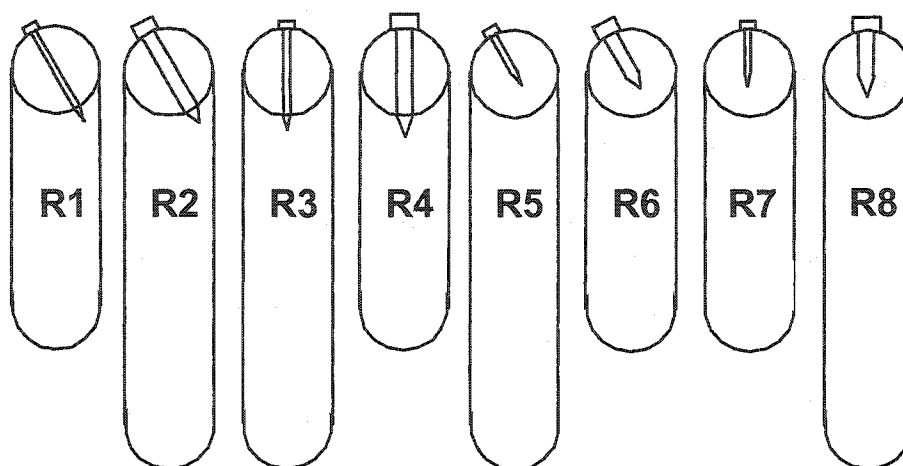


Figure 2.15 : Configuration schématique des modèles rachidiens R1-R8 testés

Enfin, l'analyse statistique ANOVA à l'aide du logiciel Statistica (StatSoft, Tulsa, Oklahoma) a été complétée dans le but de déterminer si des effets significatifs étaient présents. Les graphiques résultant de cette analyse sont de type Pareto, dont l'abscisse représente le coefficient bêta de l'équation mathématique de régression linéaire pour chacun des paramètres et interactions étudiés. Chaque valeur sur l'abscisse représente donc la force de l'effet du paramètre ou de l'interaction sur la variable de réponse par rapport à la valeur seuil de 2, qui correspond au 95% percentile d'une loi de Student (alpha de 5%).

2.4 Exploitation des résultats

L'exploitation des résultats avait pour but de déterminer si des configurations optimales existaient à l'intérieur de l'enveloppe expérimentale définie par le comportement des modèles rachidiens selon les modalités prescrites. Deux critères globaux d'optimisation ont été retenus : la recherche 1) des raideurs maximales initiale (RI) et finale (RF) et 2) des couplages minimaux. La valeur de la raideur finale optimale étant pratiquement impossible à déterminer, une étude comparative avec la somme des raideurs théoriques des tiges seules (Rt) et des modèles rachidiens non-instrumentés (Rr) incorporant les conditions post-opératoires (la pré charge et le greffon synthétique) a été effectuée. Pour

le deuxième critère, l'hypothèse est posée que les couplages mesurés sont entièrement causés par la configuration de l'instrumentation. Ils représenteraient donc un surplus artificiel sur le rachis humain en condition d'utilisation réelle. La résolution simultanée des équations mathématiques de chacune des variables de réponse a été effectuée, permettant le calcul des solutions selon les critères d'optimisation choisis.

2.5 Validation des résultats

2.5.1 Évaluation des sources d'erreur

Lors des expérimentations, l'estimation de l'erreur expérimentale ϵ a été effectuée par le biais de deux répétitions, donc de trois expérimentations. Les modèles mathématiques obtenus sont de forme polynomiale, incluant les effets d'interaction confondus entre paramètres :

$$Y = \beta_0 + \beta_1.X_1 + \beta_2.X_2 + \beta_3.X_3 + \beta_{12}.X_1.X_2 + \beta_{13}.X_1.X_3 + \beta_{23}.X_2.X_3 + \dots + \epsilon$$

Où : Y : variable de réponse

X : paramètres étudiés

β : coefficients polynomiaux

ϵ : erreur expérimentale

Puisque dans le protocole expérimental les répétitions n'ont pas inclus la préparation de chacun des modèles rachidiens trois fois (cf. tableau 2.2 sous-étapes 3I et 3J), certaines erreurs expérimentales n'ont pu être estimées lors des manipulations. Le tableau 2.6 présente ces erreurs incluses ou non dans l'estimation de ϵ .

Tableau 2.6 : Estimation des erreurs expérimentales

Incluses dans ϵ	Non incluses dans ϵ	
Erreurs	Erreurs	Estimations
Mesure de la caméra 3D Visualeyez (± 0.739 mm par diode)	Variabilité lors de la préparation et l'assemblage des modèles rachidiens (serrage des implants, volume de greffon, variabilité géométrique ...)	<ul style="list-style-type: none"> • Désalignement axial (section 2.5.2)
Positionnement du montage sur la surface de travail de la MTS	Mesure des points et vecteurs de références à l'aide des tripodes	<ul style="list-style-type: none"> • Précision des points et vecteurs (section 2.5.3) • Erreur de projection (section 2.5.4)
Mesure de la MTS (1% de la charge maximale admissible de la cellule de force)	Manipulation des données	<ul style="list-style-type: none"> • Synchronisation (section 2.5.5)

L'étude complète des erreurs expérimentales nécessitait donc de se pencher sur la deuxième colonne de ce tableau, i.e. l'évaluation des erreurs non-incluses dans ϵ . Le calcul des impacts maximaux des erreurs a été effectué en soustrayant, des valeurs mesurées, l'effet des bras de levier (sections 2.5.2 et 2.5.5) ou des rotations (sections 2.5.3 à 2.5.5) supplémentaires sur la raideur. Le calcul global de l'effet des erreurs sur la raideur a été effectué par propagation, i.e. par l'extraction de la racine carré de la somme des erreurs au carré (section 3.4.8). Enfin, la validité statistique des résultats, quant à la normalité des distributions et l'étude des résidus prédis et observés, a été vérifiée à l'aide du logiciel Statistica pour toutes les variables de réponses étudiées (section 3.4.1).

2.5.2 Désalignement axial

Le désalignement axial correspond à la plus grande distance radiale, parallèle au plateau inférieur de la vertèbre inférieure, entre la position du CCV de cette même vertèbre et le CCV de la vertèbre supérieure. Il est causé par la position et l'alignement des trous de pré charge et par la position axiale des vertèbres inférieure et supérieure dans leur socle respectif. L'impact du désalignement axial est d'induire des moments non-physiologiques supplémentaires. La variabilité sur la longueur des modèles rachidiens peut aussi avoir un impact similaire. Le désalignement axial a été mesuré à l'aide d'une équerre, précise au millimètre, positionnée le long du modèle rachidien instrumenté et fixé dans le socle en position verticale. La rotation de l'assemblage du modèle rachidien sur lui-même, en conservant l'équerre en position fixe, permettait d'évaluer la plus grande distance radiale.

2.5.3 Précision des points et vecteurs

La mesure d'un bloc calibré de 100 mm (Glastonbury Southern Gage, Colchester, Connecticut) à l'aide du pointeur avait pour objectif de valider la précision de ce dernier et conséquemment la précision des points et vecteurs mesurés. Même si la précision de lecture d'une seule diode était connue (± 0.739 mm), la précision du pointeur, affectée par le calibrage et par l'utilisation d'un tripode de diodes, nécessitait une étude individuelle. Une étude statistique sur trois positions différentes du bloc calibré (figure 2.16), en supposant que les distributions étaient normales selon les trois axes, a été complétée, incorporant ainsi les erreurs dues à la difficulté de bien cibler un point tout en ayant le tripode orienté vers la caméra 3D pour en permettre sa lecture. L'hypothèse a été posée que cette erreur maximale est la même pour toutes les directions. L'erreur maximale admise a été calculée en additionnant l'erreur systématique, différence entre la valeur théorique de 100 mm et la moyenne calculée, à deux écarts type, pour un intervalle de confiance à 95%, soit $\pm 2\sigma$.

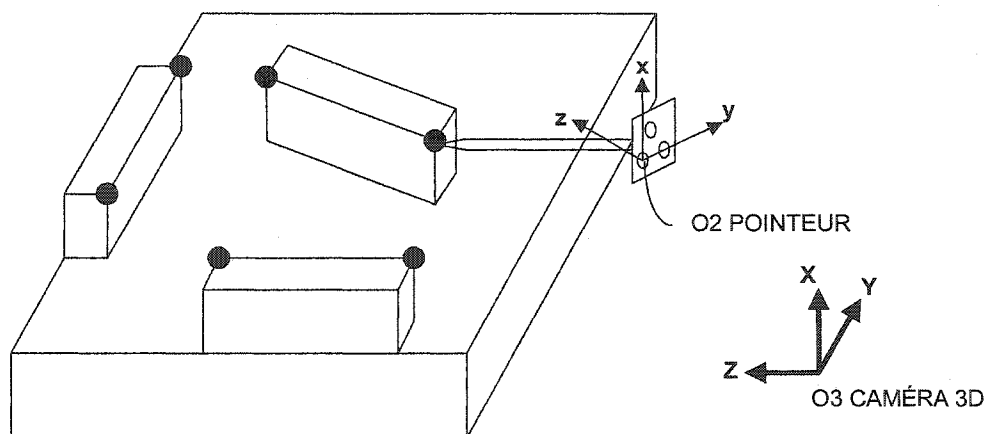


Figure 2.16 : Paires de points mesurées sur le bloc calibré

Les points mesurés à la figure 2.17 ont permis de comparer les écarts (x,y,z) entre les origines $O1$, mesurées directement par le pointeur ($O1M$) et calculées à l'aide de l'intersection des trois plans de projection ($O1C$). L'objectif était de confirmer l'ordre de grandeur de l'erreur sur le pointeur et la validité des équations des plans de projection ainsi que l'impact des traitements mathématiques sur les données.

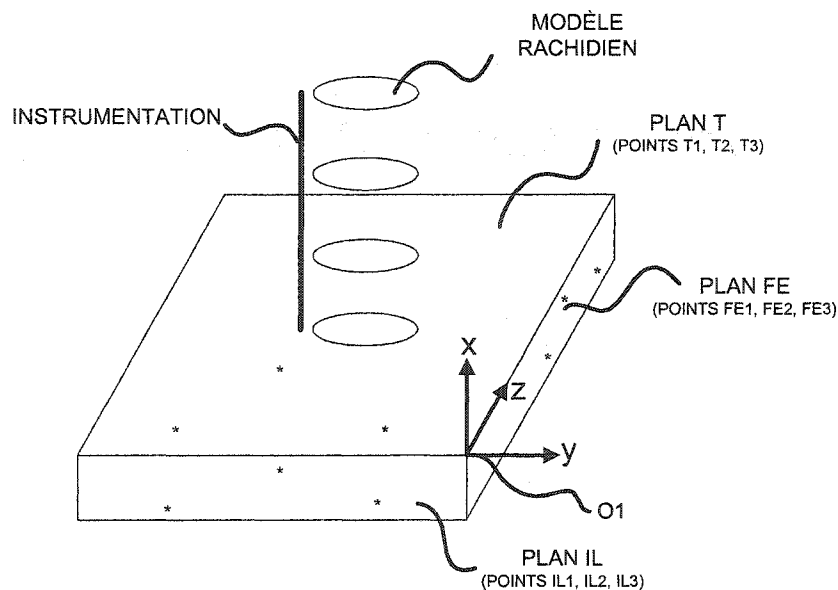


Figure 2.17 : Points mesurés pour la comparaison des écarts entre $O1M$ et $O1C$

2.5.4 Erreur de projection

L'erreur maximale calculée à la section 2.5.3 a été utilisée pour déterminer l'erreur angulaire des vecteurs mesurés à l'aide de deux points. Les erreurs de projection des vecteurs VSOCLE, MAN, des vecteurs de charge et des axes des poulies de torsion ont ainsi été déterminées. Ces erreurs sont basées sur le vecteur ayant la plus petite norme, soit l'axe des poulies de torsion, de norme 60 mm. Le principe de calcul est le même que celui utilisé lors de la conception des tripodes de diodes. Il s'agit de calculer l'angle entre la ligne reliant directement, sans erreur de mesure considérée, deux points d'un vecteur et la ligne reliant les deux même points en considérant l'erreur maximale admise, toujours pour un intervalle de confiance à 95%.

2.5.5 Erreur de synchronisation

L'erreur de synchronisation est principalement due au fait que les courbes expérimentales provenant de la MTS et de la caméra optique 3D n'étaient pas parfaitement lisses et causaient une certaine imprécision lors de la recherche de leur point d'inflexion, permettant ensuite de les synchroniser. La recherche primaire du point d'inflexion a été effectuée sur les courbes de la caméra optique 3D puisqu'elles présentaient moins d'oscillation. La variable de temps étant commune aux deux courbes, le temps correspondant au point d'inflexion primaire était conservé et utilisé lors de la recherche du point d'inflexion des courbes de la MTS. Dû au fait que l'erreur provenant de l'interpolation des données de la MTS est négligée, l'erreur de synchronisation pouvait être déduite de l'imprécision sur le point d'inflexion des courbes de la caméra optique 3D seulement. Pour ce faire, il a été estimé, après vérification des données, qu'un décalage d'un maximum de deux intervalles de temps pouvait exister. Basé sur cet intervalle de 0.03 seconde, il a été possible de déduire l'erreur maximale sur la rotation et le moment, et donc, par propagation, sur la raideur.

2.5.6 Effet de la pré charge

La configuration de la pré charge a été testée pour vérifier si des effets sur la raideur existaient. Pour ce faire, la configuration originale, où les câbles sont dans l'axe AP, fut comparée avec une configuration opposée où les câbles de chargement étaient tournés de 90 degrés (figure 2.18).

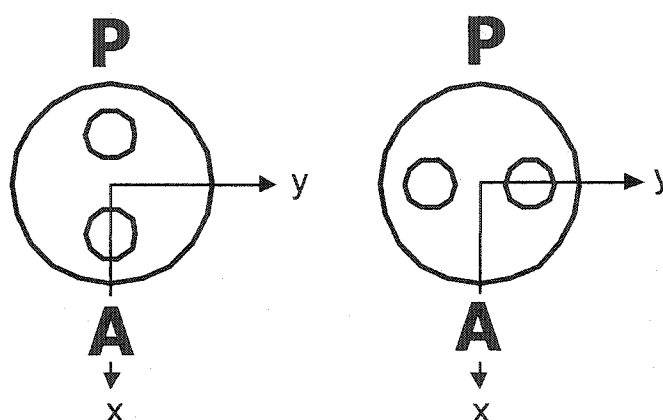


Figure 2.18 : Configuration de la pré charge originale en plan AP (gauche) et configuration opposée (droite)

Deux modèles rachidiens (R9 et R10) sans instrumentation ont été testés selon les cas de chargement FE et IL. Ces essais ont aussi permis de caractériser la raideur de modèles rachidiens non-instrumentés, utilisés lors de l'exploitation des résultats.

2.5.7 Effet des conditions aux limites

L'objectif de cette étude était de vérifier si l'ajout d'un degré de liberté au socle supérieur (tableau 2.7), i.e. désolidariser la vis et la tige du bloc de métal fixé à la vertèbre, engendrait une mesure différente de la raideur.

Tableau 2.7 : Conditions aux limites des essais 1 et 2 (E1 et E2)

	Essai 1 (E1) sur R1 et R4	Essai 2 (E2) sur R1 et R4
Socle inférieur	<ul style="list-style-type: none"> • 0 ddl entre la vertèbre inférieure le socle et le plateau • 1 ddl en rotation entre la vis et la vertèbre inférieure 	<ul style="list-style-type: none"> • idem essai 1
Socle supérieur	<ul style="list-style-type: none"> • 0 ddl entre la vis et la vertèbre supérieure 	<ul style="list-style-type: none"> • 1 ddl en rotation entre la vis et la vertèbre supérieure

Les deux sous-hypothèses suivantes ont été testées. La première supposait qu'initialement, lors des essais en FE et IL, l'écart de raideur mesurée serait plus grand que l'écart final. La deuxième supposait que globalement, la raideur mesurée serait plus grande pour un socle sans ddl (essai 1) que pour un socle avec 1 ddl supplémentaire (essai 2), i.e. la rotation permise entre la vis et la vertèbre supérieure. Les modèles rachidiens utilisés pour l'étude de ces conditions limites sont les modèles R1 et R4. Ils ont été testés chacun trois fois et selon les trois cas de chargement pour un total de 18 essais.

CHAPITRE 3 - RÉSULTATS DES EXPÉRIMENTATIONS

Ce chapitre présente les résultats généraux des protocoles expérimentaux, les résultats de la caractérisation et des analyses statistiques, les résultats de l'exploitation des modèles mathématiques et enfin les résultats des études complémentaires de validation. Les résultats significatifs, selon le seuil fixé à $\alpha = 5\%$, sont montrés en débutant par les raideurs initiale et finale, suivis du couplage et en terminant avec la mobilité finale, et ce pour toutes les sections de ce chapitre. Seuls les effets principaux sont commentés tel qu'expliqué en discussion (section 4.4). Sauf indications contraires, les raideurs sont calculées par régression linéaire (RL) et pour un moment de 5 N.m. (RF). Les écarts types montrés sur les histogrammes de ce mémoire sont basés sur des échantillons de trois essais seulement. Ils permettent d'apprécier la qualité des répétitions (cf. section 2.5.1) et n'ont pas de valeur statistique. Les autres courbes et répétitions en chargement FE, IL et T sont présentées en annexe III.

3.1 Résultats généraux des protocoles expérimentaux

Les figures de moment de force en fonction de la rotation de la vertèbre supérieure présentent chacune trois réponses mesurées (figure 3.1): la réponse principale selon la direction du chargement appliqué et les deux réponses secondaires selon les directions orthogonales (les couplages). L'ordonnée affiche le moment de force appliqué et corrigé (cf. section 2.2.4). Les rotations, en abscisse, sont toutes positives selon le système de coordonnées global de la SRS (cf. section 1.1). De façon générale, les courbes présentent des comportements non linéaires avec rigidification graduelle lors du chargement, particulièrement pour les chargements en flexion (FE) (figure 3.1a). Les oscillations sur les courbes sont générées par l'imprécision des appareils de mesure et par la fréquence de lecture utilisée. Enfin, des hystérésis importantes sont notées sur la majorité des courbes, principalement pour les chargements en torsion (T) (figure 3.1c).

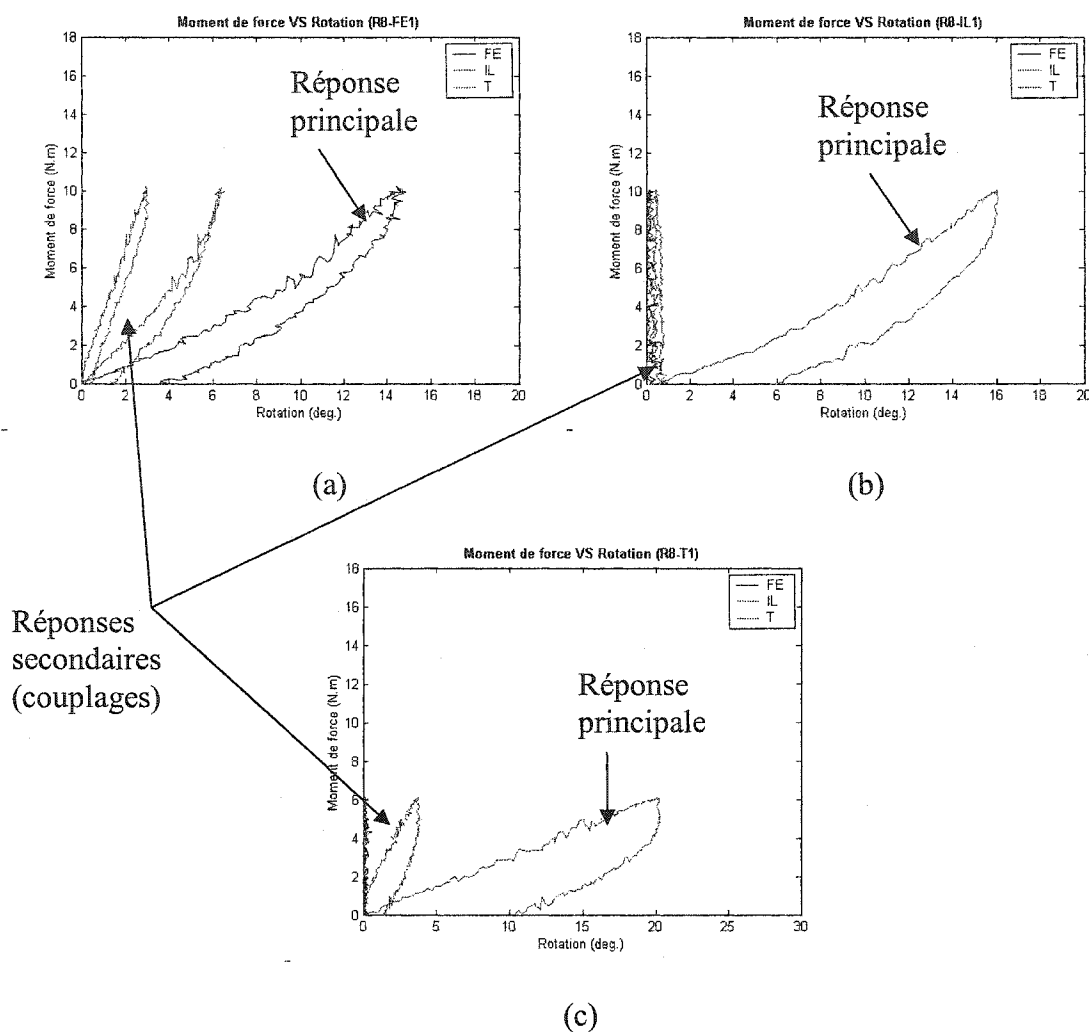


Figure 3.1 : Réponses typiques principale et secondaires (couplages)

(a) FE (b) IL (c) T

3.1.1 Raideur

En charge maximale, les moyennes des raideurs finales (figure 3.2) sont plus grandes en flexion (0.92 N.m./degré) qu'en inflexion latérale (0.56 N.m./degré) et qu'en torsion (0.26 N.m./degré). Ceci s'applique aussi pour les deux autres types de raideur mesurés : initiale et moyenne. Le tableau 3.1 présente un résumé typique des trois types de raideurs pour le modèle rachidien R4 et pour l'essai 1 des conditions limites (E1) (cf. section 2.5.7).

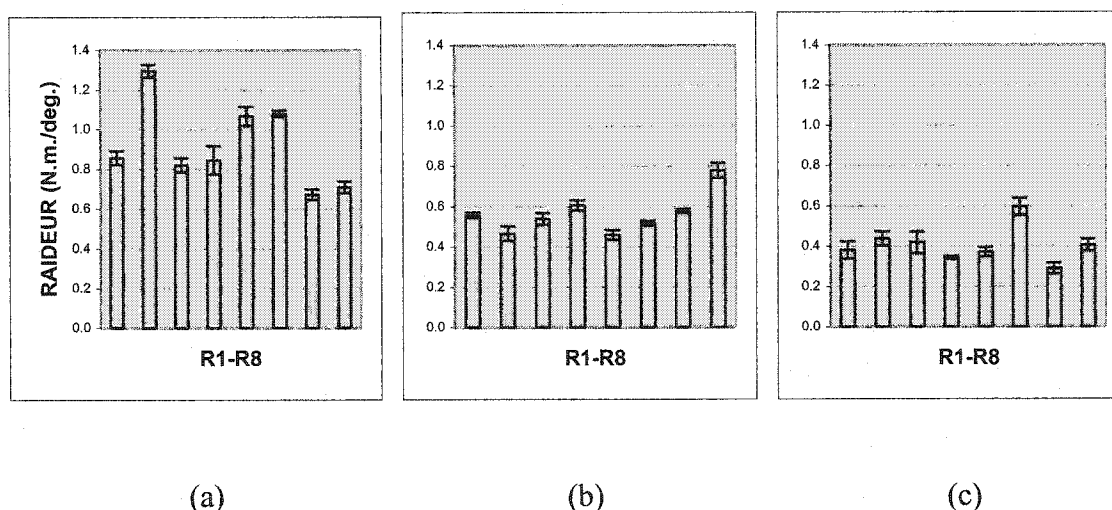


Figure 3.2 : Raideur finale (a) FE (b) IL (c) T

Tableau 3.1 : Résumé des raideurs (N.m./degré) initiale (RI), finale (RF) et moyenne (RM) de R4_E1 selon les cas de chargement

	FE	IL	T
RI	0.965 ± 0.109	0.507 ± 0.008	0.376 ± 0.013
RF	0.846 ± 0.071	0.606 ± 0.026	0.386 ± 0.021
RM	0.865 ± 0.041	0.595 ± 0.004	0.431 ± 0.005

3.1.2 Couplage

Les courbes moment de force-rotation présentent des comportements similaires en couplage en chargement FE et IL (figures 3.3 et 3.4) mais non en chargement T. Ainsi, les paires de rachis instrumentés R1-R6, R2-R5, R3-R8 et R4-R7 montrent des couplages similaires en FE (figure 3.3a) et IL (figure 3.3b). Ces regroupements par paires sont fonctions des paramètres de longueur et d'angle des vis. Les résultats de l'analyse statistique sur le couplage sont présentés à la section 3.2.2.

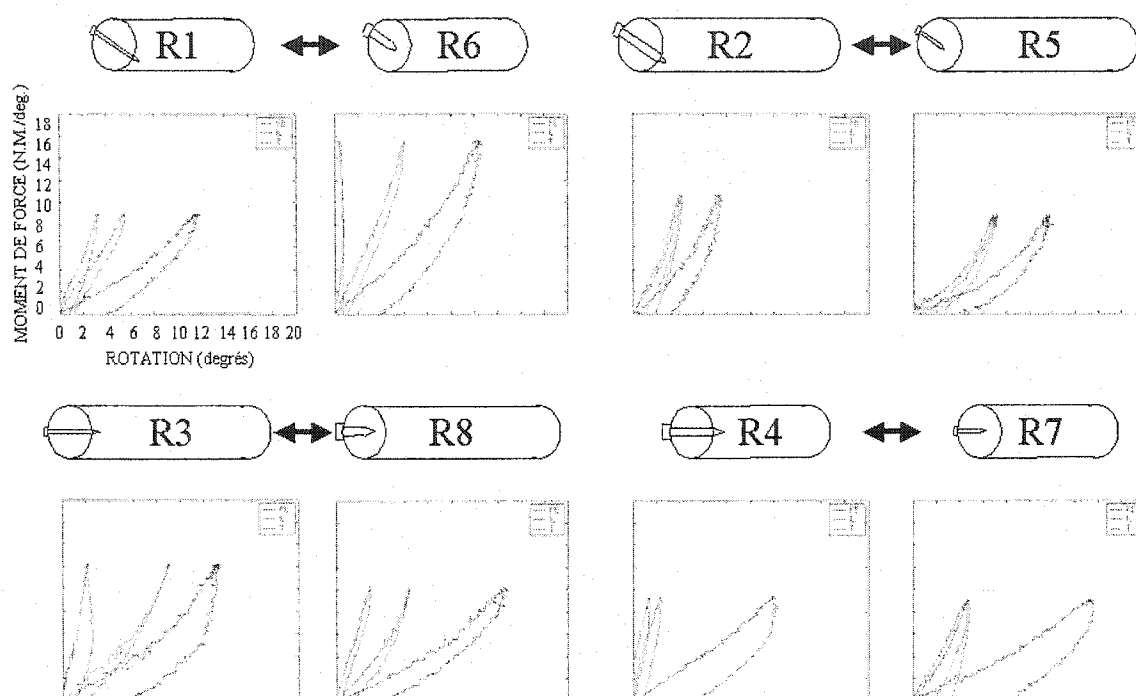


Figure 3.3 : Paires de modèles rachidiens avec couplages similaires (FE)

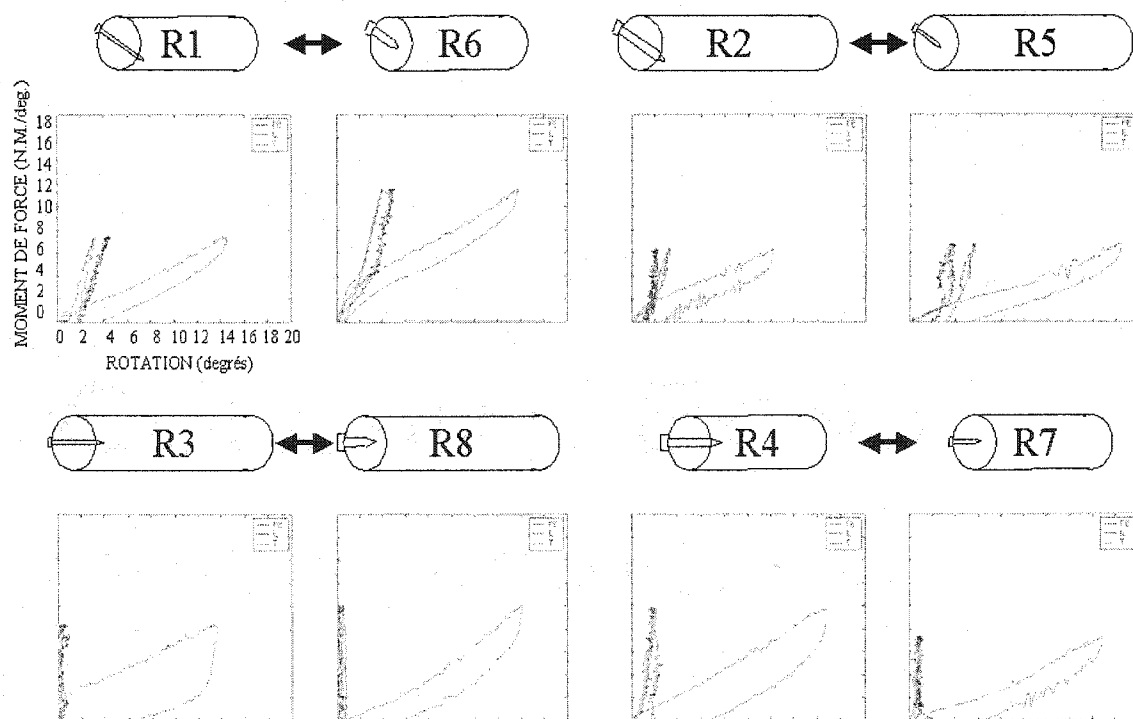
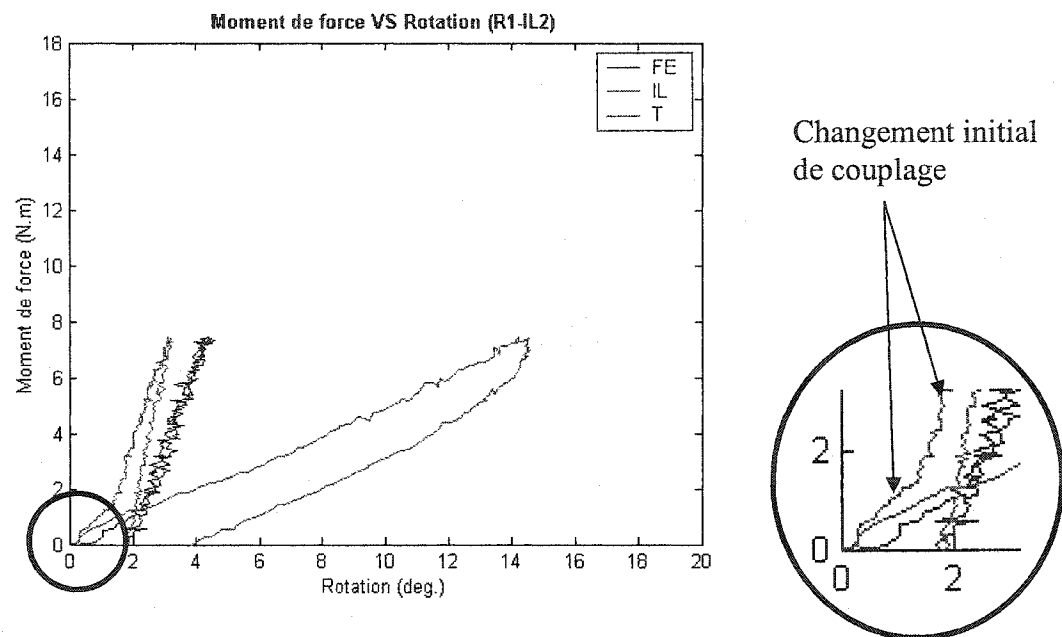


Figure 3.4 : Paires de modèles rachidiens avec couplages similaires (IL)

Les courbes en chargement IL des modèles rachidiens instrumentés avec des vis à 22.5 degrés (R1, R2, R5 et R6) montrent un comportement initial différent pour les réponses secondaires (figure 3.5) versus les modèles rachidiens dont l'axe des vis est dans le plan frontal (R3, R4, R7 et R8). Il est à noter que toutes les répétitions présentent ce phénomène (annexe III), i.e. que le couplage est plus accentué au départ et s'estompe à un seuil inférieur en moyenne à 2 degrés.



**Figure 3.5 : Comportement initial des courbes en chargement IL
(R1 avec vis à 22.5 degrés)**

3.1.3 Mobilité

Le tableau 3.2 présente, pour les deux longueurs de modèles rachidiens étudiées, les moyennes des mobilités finales de chacun des cas de chargement et les moyennes de l'ensemble des mobilités.

Tableau 3.2 : Mobilités finales (degrés)

Modèles rachidiens courts				Modèles rachidiens longs			
	FE	IL	T		FE	IL	T
R1	7.84	9.87	14.03	R2	4.63	9.77	14.03
R4	6.70	9.04	14.08	R3	7.48	4.28	14.08
R6	5.41	7.50	11.06	R5	9.51	14.92	11.06
R7	10.12	12.48	17.47	R8	9.56	9.93	16.11
Moyenne par cas	7.52	9.72	14.16	Moyenne par cas	7.80	9.73	13.82
Moyenne globale	10.47			Moyenne globale	10.45		

3.1.4 Angle résiduel

L'histogramme de la figure 3.6 montre que les angles résiduels sont plus grands pour les deux modèles rachidiens non-instrumentés (R9 et R10), ceci étant aussi vrai pour les chargements en IL et en T (annexe VII). Les essais E1 et E2 des conditions aux limites sur les modèles rachidiens R1 et R4 sont inclus.

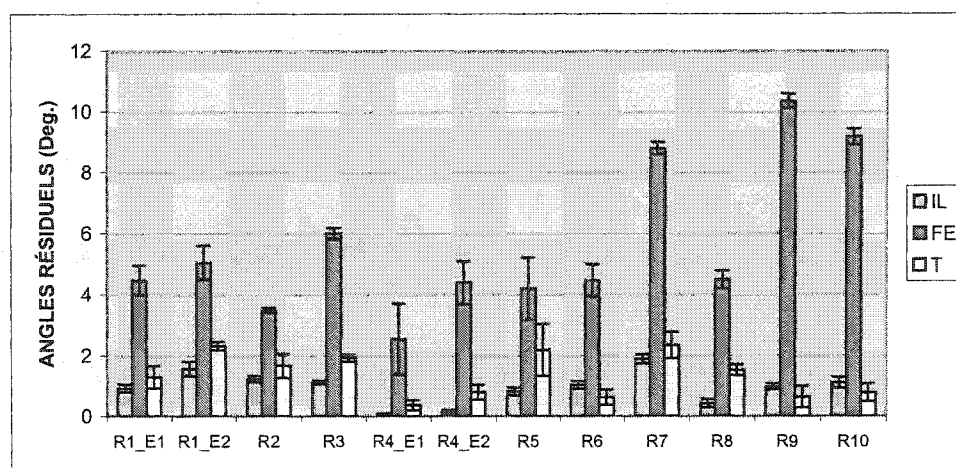


Figure 3.6 : Angles résiduels (FE)

Les moyennes des angles résiduels en FE (5.6 degrés) et en IL (5.3 degrés) sont similaires alors qu'en T cette moyenne est beaucoup plus élevée (10.9 degrés).

3.1.5 Méthodes de calcul de la raideur

Les deux méthodes de calcul de la raideur finale, soient la régression linéaire (RL) et la méthode d'approximation par spline (SPL), montrent une moyenne de différence de 0.054 N.m./degré en chargement FE (figure 3.7). Cette moyenne de différence est de 0.047 N.m./degré en chargement IL et de 0.044 N.m./degré en chargement T (annexe VIII).

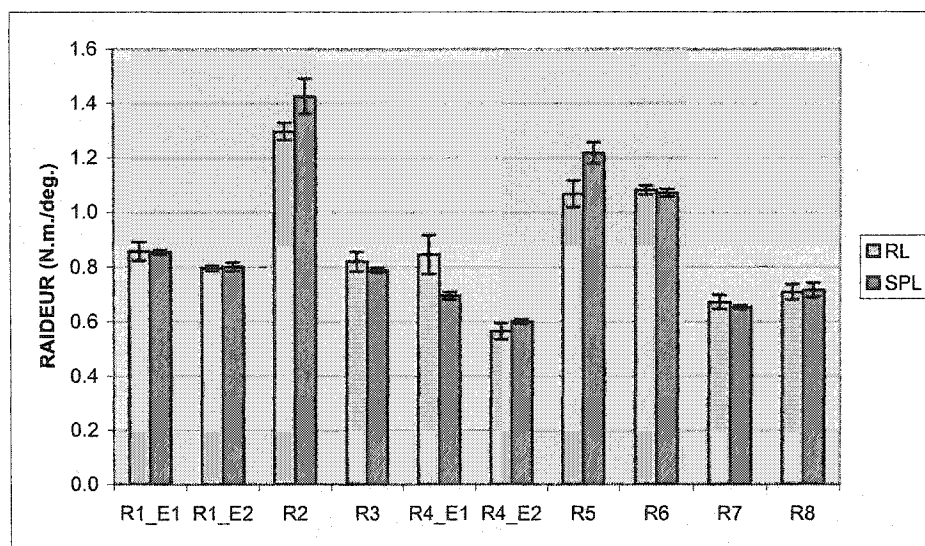


Figure 3.7 : Comparaison des méthodes de calcul de la raideur finale (FE)
(RL : régression linéaire, SPL : approximation par spline)

3.2 Résultats de la caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure

La caractérisation des quatre paramètres de l'instrumentation antérieure avait pour objectif de détecter des effets statistiquement significatifs sur les variables de réponse

suivantes : les raideurs initiale et finale, le couplage, la mobilité finale et les angles résiduels. Les autres résultats non-montrés sont en annexes VI – XI.

3.2.1 Raideur

Pour la raideur initiale et en chargement FE, le paramètre principal sans-interaction le plus significatif est le diamètre des vis (DIA_VIS) suivi de la prise de la vis sur l'os (OS_CORT) et du nombre d'UF instrumentées (NB_NIV) (figure 3.8). En chargement IL (annexe IV), le paramètre le plus significatif est la prise de la vis sur l'os (OS_CORT) suivi du nombre d'UF instrumentées (NB_NIV) alors qu'en chargement T (annexe IV), le nombre d'UF instrumentées (NB_NIV) est le seul paramètre significatif.

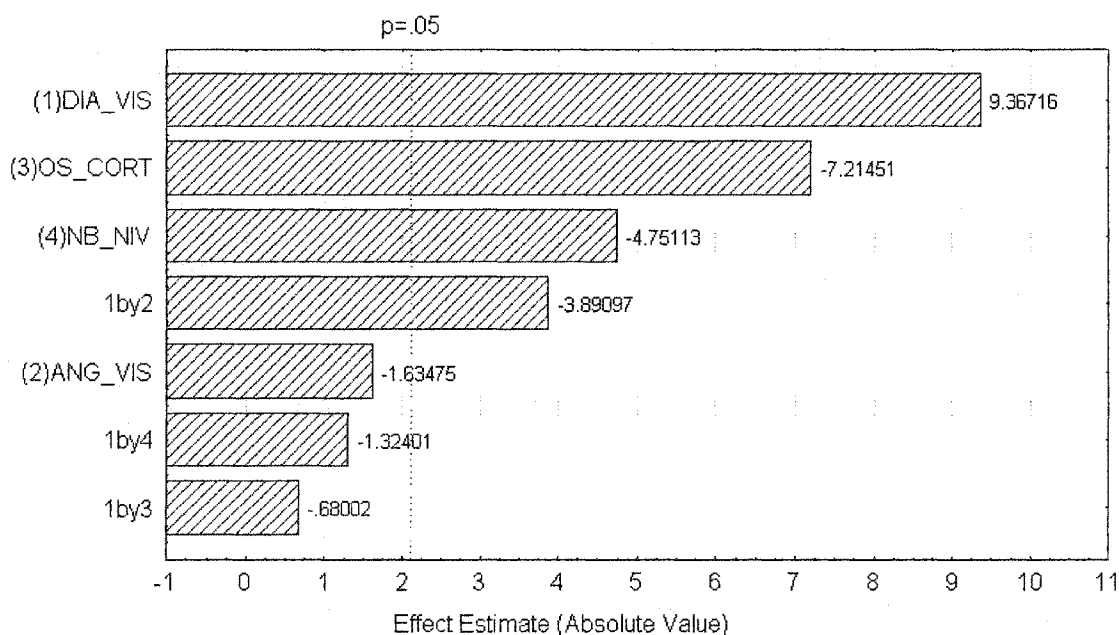


Figure 3.8 : Pareto des paramètres significatifs sur la raideur initiale (FE)

Le tableau 3.3 présente les données correspondantes au graphique de Pareto précédant (figure 3.8). L'erreur est présentée de deux façons, soient calculée de la somme des

écarts aux carrés (SS) ou de la déviation standard (MS). Les valeurs des tests de Fischer (F) et de Student (p) en caractères gras indiquent un niveau significatif.

Tableau 3.3 : Tableau des données significatives sur la raideur initiale (FE) en caractères gras (tirées du logiciel Statistica)

FACTEUR	SS	MS	F	p
(1) DIA_VIS	0.7211	0.7211	87.7437	0.0000
(2) ANG_VIS	0.0220	0.0220	2.6724	0.1216
(3) OS_CORT	0.4277	0.4277	52.0492	0.0000
(4) NB_NIV	0.1855	0.1855	22.5733	0.0002
1 par 2	0.1244	0.1244	15.1397	0.0013
1 par 3	0.0038	0.0038	0.4624	0.5062
1 par 4	0.0144	0.0144	1.7530	0.2041
Erreur	0.1315	0.0082		

En chargement FE, tous les paramètres principaux ont un effet significatif sur la raideur finale (figure 3.9 et tableau 3.4). L'analyse statistique ANOVA montre qu'un angle des vis (ANG_VIS) de 22.5 degrés a le plus d'effet sur l'augmentation de la raideur finale en flexion (FE). Pour un chargement en inflexion latérale (IL) l'angle des vis (ANG_VIS) est coronal pour un effet significatif similaire (annexe IV). Cependant, l'effet de l'angle sur la raideur finale est 1.6 fois plus important en FE qu'en IL. En chargement IL (annexe IV), seul le diamètre des vis (DIA_VIS) est aussi significatif en plus de l'angle des vis (ANG_VIS). En chargement T (annexe IV), les deux seuls paramètres significatifs sont l'angle et le diamètres des vis (ANG_VIS et DIA_VIS).

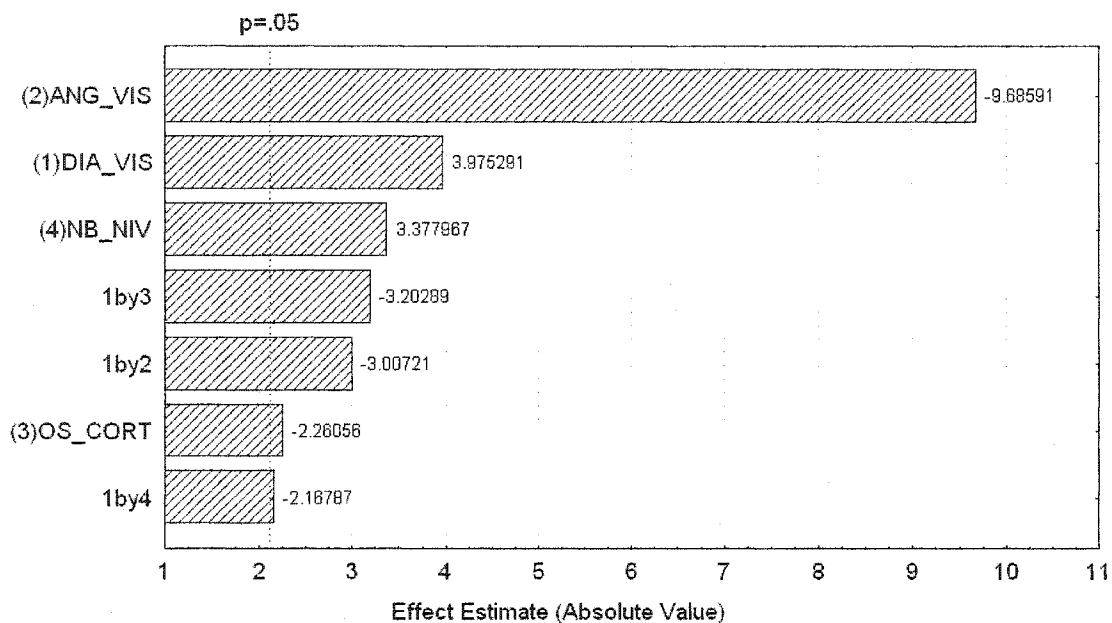


Figure 3.9 : Pareto des paramètres significatifs sur la raideur finale (FE)

Tableau 3.4 : Tableau des données significatives sur la raideur finale (FE) en caractères gras (tirées du logiciel Statistica)

FACTEUR	SS	MS	F	p
(1) DIA_VIS	0.0993	0.0993	15.8029	0.0011
(2) ANG_VIS	0.5897	0.5897	93.8168	0.0000
(3) OS_CORT	0.0321	0.0321	5.1101	0.0381
(4) NB_NIV	0.0717	0.0717	11.4107	0.0038
1 par 2	0.0568	0.0568	9.0433	0.0084
1 par 3	0.0645	0.0645	10.2585	0.0055
1 par 4	0.0295	0.0295	4.6997	0.0456
Erreur	0.1006	0.0063		

3.2.2 Couplage

L'analyse statistique ANOVA a été effectuée sur les couplages pour quantifier le phénomène de pairage présenté à la section 3.1.2. Un couplage selon la direction IL en chargement FE indique que tous les paramètres principaux sont significatifs. Le paramètre le plus significatif pour un couplage en direction IL avec chargement en FE est l'angle des vis (ANG_VIS) (figure 3.10a) alors que pour un couplage en direction T, ce paramètre est le nombre d'UF instrumentées (NB_NIV) (figure 3.10b), ce qui correspond à l'analyse qualitative préliminaire de la figure 3.3. Pour le couplage selon la direction T seul le diamètre des vis (DIA_VIS) est aussi significatif. Pour un chargement IL (annexe V), le seul paramètre de couplage significatif est l'angle des vis (ANG_VIS) et ce pour les deux directions FE et T. Lorsque le chargement s'effectue en T (annexe V), pour un couplage selon la direction FE, la prise de la vis sur l'os (OS_CORT) est le paramètre le plus significatif, suivi du diamètre des vis (DIA_VIS) et de l'angle des vis (ANG_VIS). Pour un couplage en direction IL, aucun paramètre principal n'a d'effet significatif.

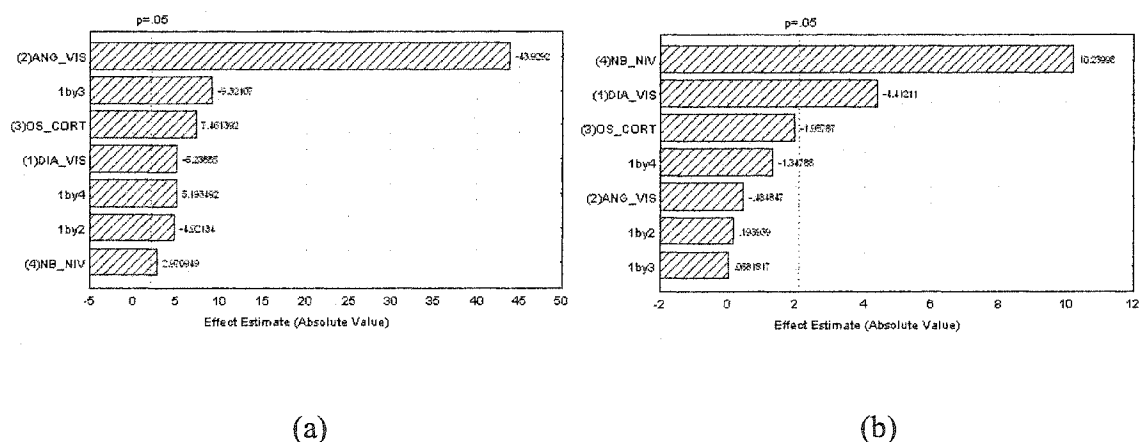


Figure 3.10 : Pareto des paramètres significatifs sur les couplages (FE)

(a) selon la direction IL (b) selon la direction T

3.2.3 Mobilité

Les résultats de la mobilité finale en chargement FE comparés à la raideur finale sont inverses pour deux paramètres principaux : NB_NIV et OS_CORT. Pour la raideur finale, NB_NIV est significatif et 1.5 fois plus important que le paramètre OS_CORT (figure 3.8) alors que pour la mobilité finale, la figure 3.11 montre que le paramètre NB_NIV est un paramètre non significatif et 7.2 fois moins important que le paramètre OS_CORT. L'annexe VI présente des résultats similaires en chargement IL.

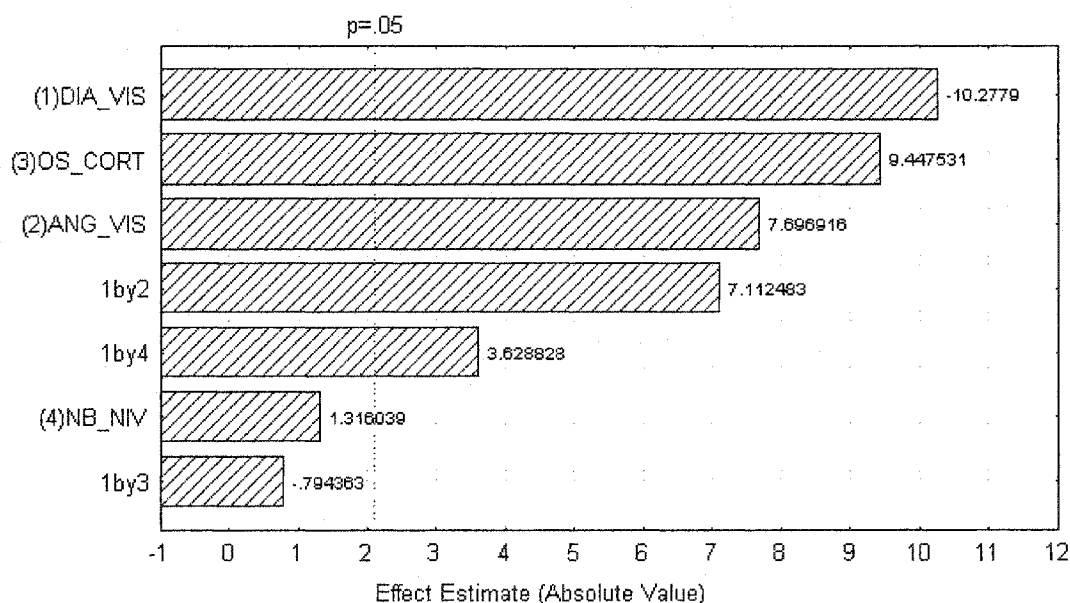


Figure 3.11 : Pareto des paramètres significatifs sur la mobilité finale (FE)

3.2.4 Angle résiduel

L'analyse statistique ANOVA pour les angles résiduels donne des résultats significatifs en chargement FE (DIA_VIS, OS_CORT et ANG_VIS) et en chargement T (annexe VII) (ANG_VIS, NB_NIV et OS_CORT). En chargement IL aucun paramètre principal n'est significatif (annexe VII).

3.2.5 Tableau résumé des paramètres significatifs

Le tableau 3.5 présente un résumé, par cas de chargement, des paramètres principaux qui ont un effet significatif d'augmentation sur les variables de réponse analysées.

Tableau 3.5 : Résumé des paramètres les plus significatifs sur l'augmentation des variables de réponses

	Raideurs initiales		Raideurs finales		Couplages		Mobilités finales	
FE	DIA_VIS	7.5 mm	ANG_VIS	22.5°	(IL) ANG_VIS	22.5°	DIA_VIS	5.5 mm
	OS_CORT	Bi-cortical			(T) NB_NIV	8	OS_CORT	Mono-cortical
IL	OS_CORT	Bi-cortical	ANG_VIS	Coronal	(FE) ANG_VIS	22.5°	OS_CORT	Mono-cortical
					(T) ANG_VIS	22.5°		
T	NB_NIV	5	ANG_VIS	22.5°	(FE) OS_CORT	Mono-cortical	DIA_VIS	5.5 mm
			DIA_VIS	7.5 mm			OS_CORT	Mono-cortical

3.3 Résultats de l'exploitation

3.3.1 Raideur

La figure 3.12 présente l'effet de chacun des paramètres selon la raideur globale finale en fonction de la variation des modalités, et ce pour les trois cas de chargement combinés, représentant les conditions post-opératoires. L'effet du diamètre des vis (DIA_VIS) et de l'angle des vis (ANG_VIS) sont les deux paramètres ayant le plus d'impact sur la raideur, avec les modalités causant des variations de 0.095 N.m./degré et de 0.097 N.m./degré respectivement. L'effet du nombre d'UF instrumentées (NB_NIV) est faible, pour une variation de 0.015 N.m./degré alors que la variation de l'effet de la

prise des vis (OS_CORT) de 0.002 N.m./degré est presque nulle. Aucun paramètre principal n'a d'effet significatif sur l'augmentation de la raideur globale finale, soit lorsque les trois cas de chargement sont combinés.

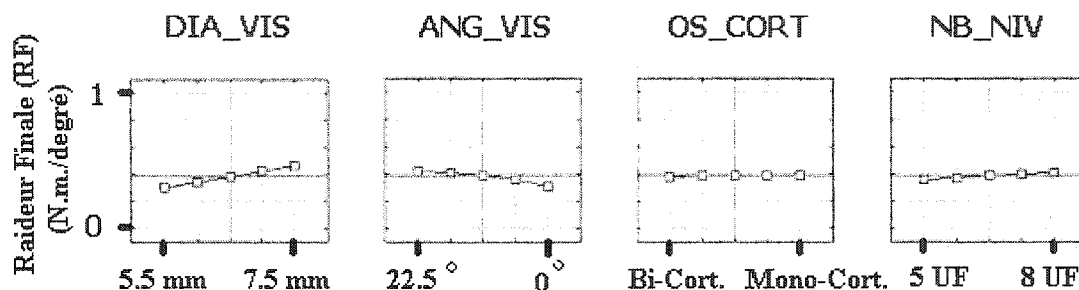


Figure 3.12 : Effet des paramètres sur la raideur globale finale pour les 3 cas de chargement combinés

Les raideurs théorique des tiges seules (R_t) et expérimentale des modèles rachidiens non-instrumentés (R_r) incorporant les conditions post-opératoires (la pré charge et le greffon synthétique) sont présentées au tableau 3.6. Ces sommes de raideur ($R_r + R_t$) n'incluent pas les impacts biomécaniques des configurations d'instrumentations. Elles sont présentées en lignes pointillées sur la figure 3.13 pour chacun des cas de chargement. Elles permettent d'évaluer les gains ou pertes de raideur finale, premier critère d'optimisation.

Tableau 3.6 : Raideurs (N.m./degré) théorique des tiges seules et expérimentale des modèles rachidiens non-instrumentés

	Modèles courts			Modèles longs		
	FE	IL	T	FE	IL	T
R_t	0.45	0.45	0.18	0.30	0.30	0.12
R_r	0.24	0.22	0.15	0.38	0.30	0.20
$R_r + R_t$	0.69	0.67	0.33	0.68	0.60	0.32

Pour une variation d'angle de 22.5 degrés à coronal (figure 3.13), une diminution de la raideur finale globale de 0.097 N.m./degré est notée, soit 13 %. La raideur finale en FE influence le plus cette perte alors que la raideur en IL agit en sens contraire, mais avec un effet moins important. Les autres modalités étaient fixées comme suit : DIA_VIS à 7.5 mm, OS_CORT à bi-cortical et NB_NIV à 8 niveaux.

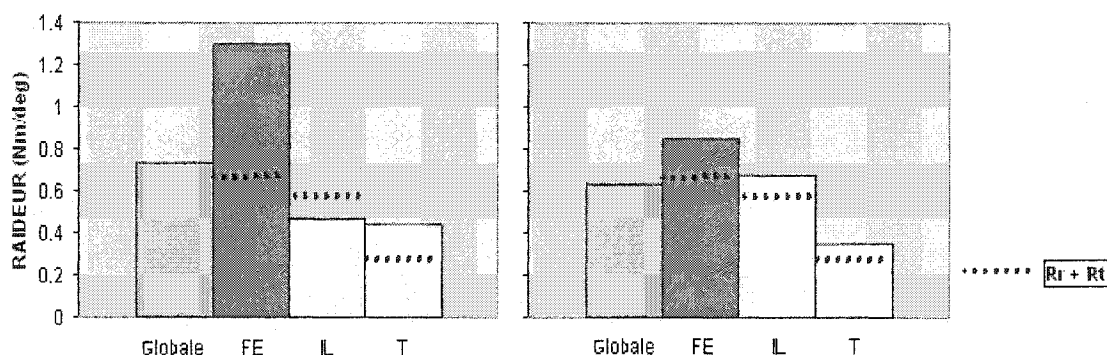


Figure 3.13 : Comparaison des raideurs finales pour une variation de l'angle des vis de 22.5 degrés (gauche) à coronal (droite)

3.3.2 Couplage

La figure 3.14 présente les résultats du deuxième critère d'optimisation, soit le couplage. Une diminution de 40 % du couplage global apparaît lorsque l'angle passe de 22.5 degrés à 0 degré (angle coronal). Les couplages en chargement FE et IL diminuent globalement alors qu'en T le niveau global est similaire. Cependant, peu importe l'angle des vis, le couplage dans la direction T pour un chargement FE (FE/t) demeure élevé. Les autres modalités étaient fixées comme suit : DIA_VIS à 7.5 mm, OS_CORT à bi-cortical et NB_NIV à 8 niveaux.

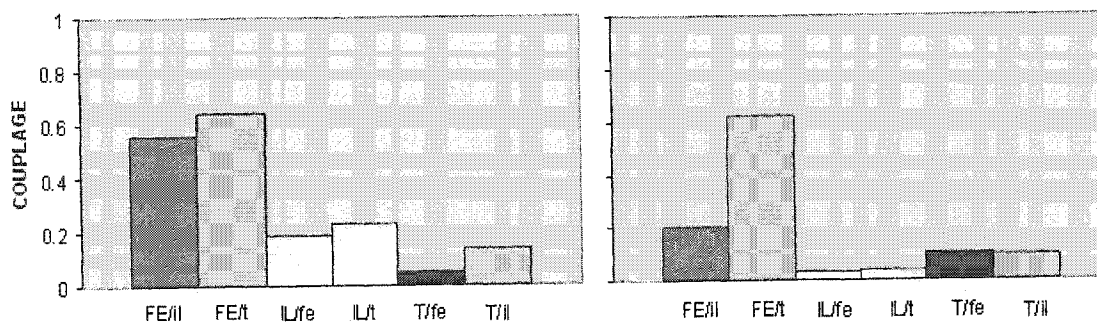


Figure 3.14 : Comparaison des couplages pour une variation de l'angle des vis de 22.5 degrés (gauche) à coronal (droite)

3.3.3 Mobilité

La figure 3.15 montre que les paramètres principaux (OS_CORT et DIA_VIS) ont des effets statistiquement significatifs sur la mobilité finale, lorsque les trois cas de chargement sont combinés, alors que sur la raideur finale aucun paramètre n'était significatif.

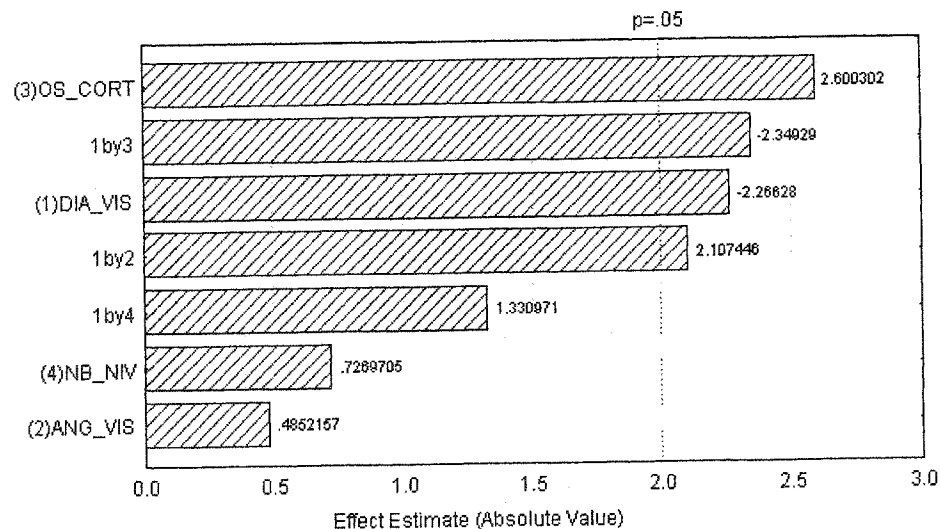


Figure 3.15 : Pareto sur la mobilité globale finale pour les 3 cas de chargement combinés

3.4 Résultats de la validation

L'évaluation des sources d'erreurs sur les expérimentations effectuées est présentée dans cette section. Les écarts types et les coefficients de corrélation des expérimentations de caractérisation des paramètres sont d'abord présentés. Ensuite, les résultats du désalignement axial, de la précision des points et vecteurs, de l'erreur de projection et de synchronisation suivent. Les effets de la pré charge et des conditions aux limites complètent les résultats. Les calculs des erreurs sur la raideur finale utilisent une force finale appliquée de 50 N (pour 5 N.m. et un bras de levier de 10 cm) et une rotation maximale moyenne mesurée de 10.5 degrés (cf. tableau 3.2) Enfin, tous les erreurs et effets des études complémentaires sont résumés dans le tableau 3.8.

3.4.1 Erreur du plan expérimental

Le logiciel Statistica (StatSoft, Tulsa, Oklahoma) a fourni, selon les plans expérimentaux appliqués, les écarts types et les coefficients de corrélation. Ils sont présentés respectivement dans les tableaux 3.7 et 3.8. L'écart type est une évaluation de l'erreur expérimentale sur la variable de réponse principale, soit la raideur finale.

Tableau 3.7 : Écarts types (N.m./degré) expérimentaux sur la raideur finale

	FE	II.	T
σ	0.079	0.051	0.069

Les coefficients de corrélation provenant de l'analyse des courbes des données observées en fonction des données prédites donnent une appréciation de la qualité des modèles mathématiques. La majorité des modèles mathématiques montrent des corrélations variant de 0.84 – 0.99 (tableau 3.8). Les modèles mathématiques des essais en chargement T, pour les raideurs initiales et finales et en chargement FE pour les

angles résiduels sont de l'ordre de 0.7. Le modèle mathématique représentant l'angle résiduel lors d'un chargement en IL est de l'ordre de 0.5.

Tableau 3.8 : Coefficients R^2 (FE, IL, T)

Variables de réponse	RI			RF			RM			Couplages principaux			Angles résiduels		
	FE	IL	T	FE	IL	T	FE	IL	T	FE	IL	T	FE	IL	T
Coefficients R^2	.92	.86	.69	.90	.84	.65	.99	.92	.99	.95	.99	.89	.75	.48	.95

3.4.2 Désalignement axial

Les résultats du désalignement axial montrent une moyenne plus élevée pour les modèles rachidiens longs, de $3.3 \text{ mm} \pm 1.0 \text{ mm}$, que pour les modèles courts, de $2.0 \text{ mm} \pm 0.8 \text{ mm}$. L'impact maximal sur la raideur est de $\pm 0.016 \text{ N.m./degré}$ pour les modèles rachidiens courts et de $\pm 0.021 \text{ N.m./degré}$ pour les modèles longs. Cet impact est négligé en torsion puisque l'application de la charge se fait dans un plan perpendiculaire à ceux des chargements FE et IL.

La longueur moyenne des modèles rachidiens courts est de $156.8 \text{ mm} \pm 1.0 \text{ mm}$ et de $240.0 \text{ mm} \pm 0.8 \text{ mm}$ pour les modèles longs. Le bras de levier supplémentaire à considérer étant inférieur au millimètre, l'impact sur le moment est négligé. À noter que les longueurs manufacturées étaient de 155.0 mm et de 236.0 mm respectivement.

3.4.3 Précision des points et vecteurs

La longueur moyenne mesurée de l'arête du bloc calibré de 100 mm est de 100.367 mm ± 0.587 mm. L'erreur maximale est donc de 1.541 mm pour un intervalle de confiance à 95%, soit $\pm 2\sigma$. L'impact sur la raideur est de 0.005 N.m./degré.

La comparaison entre les origines mesurée et calculée (O1M et O1C) est présentée dans le tableau 3.9. L'écart moyen maximal mesuré (en y), additionné de deux écarts types pour un intervalle de confiance de 95%, est de 2.454 mm, plus élevé que l'erreur maximale du pointeur, qui est de 1.541 mm.

Tableau 3.9 : Comparaison des origines O1 mesurée et calculée (O1M et O1C)

X	Y	Z
Moyenne des écarts (mm)	Moyenne des écarts (mm)	Moyenne des écarts (mm)
0.828 \pm 0.618	1.240 \pm 0.607	1.126 \pm 0.467

3.4.4 Erreur de projection

Basée sur l'erreur maximale du pointeur de 1.541 mm (section 3.4.3) et sur la plus petite norme des vecteurs mesurés (axe des poulies de 60 mm), l'erreur angulaire maximale calculée est de 3°. L'impact maximal sur la raideur d'une rotation supplémentaire de 3 degrés est de 0.106 N.m./degré.

3.4.5 Erreur de synchronisation

Chaque incrément de temps mesuré représente 0.4 N et 0.1 degré (124 incréments de temps de 0.03 seconde pour 50N et 10.5 degrés). L'hypothèse est posée que

l'incrémentation est linéaire. L'erreur maximale mesurée sur la synchronisation étant de 2 incréments de temps, l'impact maximal sur le moment est de 0.08 N.m. et de 0.2 degré sur la rotation. Par propagation, l'erreur maximale sur la raideur due à la synchronisation est de 0.010 N.m./degré.

3.4.6 Effet de la pré charge

La sur-estimation de la raideur en FE versus IL et T est fonction de la longueur du rachis et est de 0.013 N.m./degré pour le modèle rachidien court (R9) et de 0.078 N.m./degré pour le modèle rachidien long (R10) (figure 3.16). La configuration originale (orientée dans le plan AP, section 2.5.6) est celle employée pour les essais. À noter que la raideur moyenne est présentée sur les figures 3.16 et 3.17.

Les annexes IX et X présentent les résultats de l'effet de la configuration de la pré charge sur la raideur initiale et l'histogramme de la raideur initiale des rachis non-instrumentés.

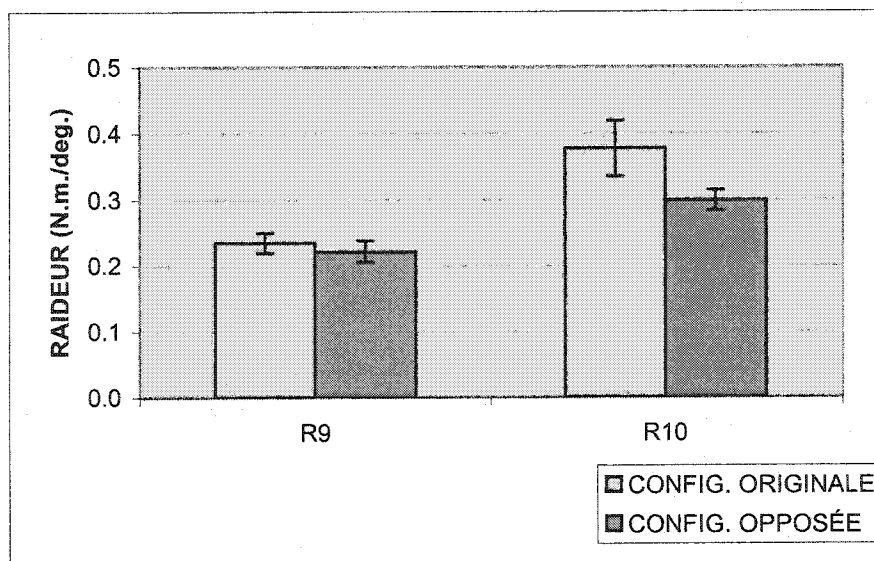


Figure 3.16 : Effet de la configuration de la pré charge sur la raideur moyenne

Les modèles rachidiens non-instrumentés longs (R10) sont plus raides que les courts (R9) (figure 3.17). Sur les 18 graphiques de Pareto générés (couplage, raideurs (RI, RF, RM) et mobilités) (cf. section 3.2), 8 présentent des effets significatifs sur le nombre d'UF instrumentées et 10 aucun effet significatif. Sur les 8 significatifs, 3 favorisent les modèles rachidiens courts, pour une moyenne d'effet de 9.7, et 5 les modèles longs, pour une moyenne d'effet de 4.8 par rapport à la valeur 2 du seuil de signification de la loi de Student.

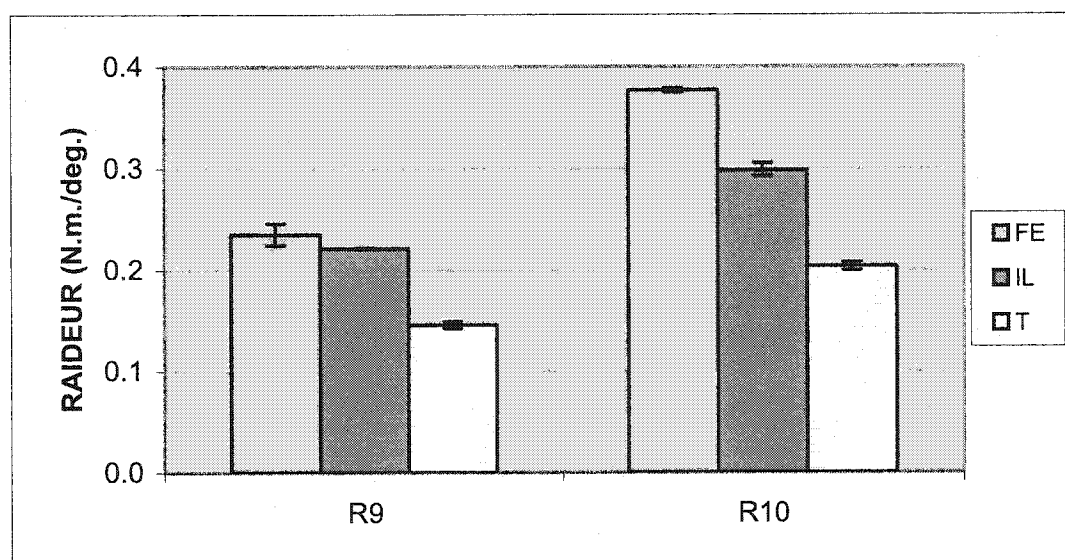
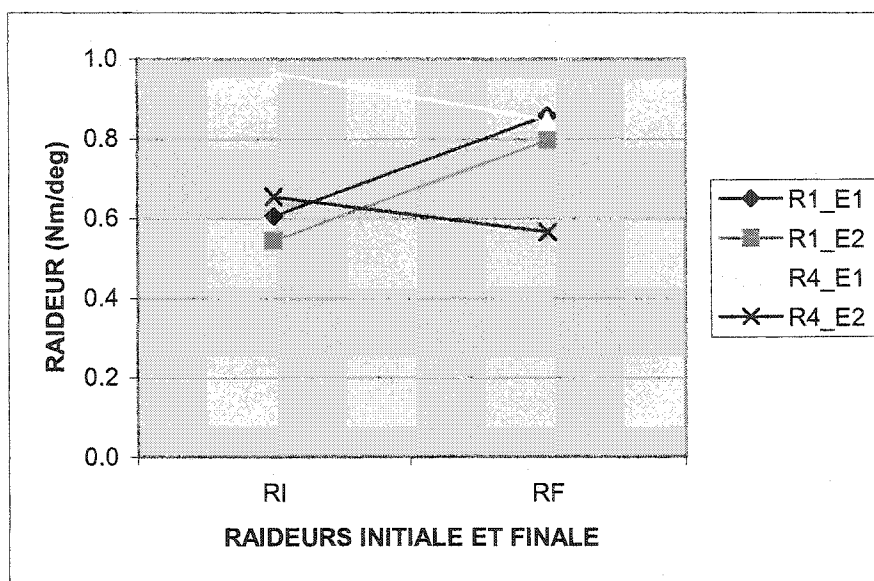


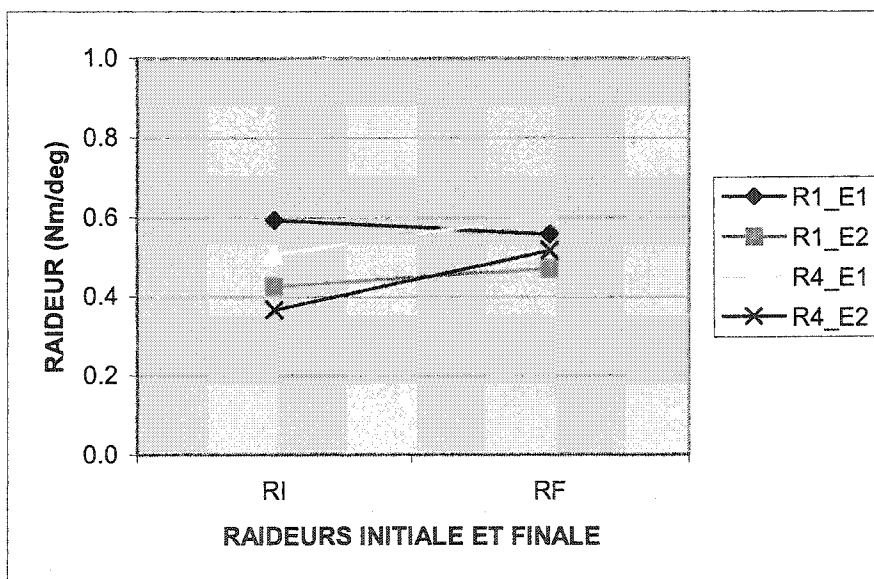
Figure 3.17 : Raideur moyenne de R9 et R10 non-instrumentés

3.4.7 Effet des conditions aux limites

Les moyennes des douze essais montrent que tous les essais 1 sur les modèles rachidiens (R1_E1 et R4_E1 avec 0 ddl entre la vis et le socle supérieur) sont plus raides que les essais 2 (R1_E2 et R4_E2 avec 1 ddl en rotation entre la vis et le socle supérieur) (figures 3.18a et b). Tous les écarts initiaux de raideur pour E1 et E2 sont plus grands que les écarts finaux de raideur. Ils varient de 1.5% à 9.8%, soit de 0.312 N.m./degré pour le chargement en FE et de 35.7% à 48.5%, soit de 0.168 N.m./degré, en chargement IL.



(a)



(b)

Figure 3.18 : Effets des conditions aux limites (a) FE (b) IL

3.4.8 Tableau résumé des erreurs et effets

Le tableau 3.10 présente un résumé des résultats des différentes études complémentaires sur la raideur finale pour les modèles rachidiens courts (C) et longs (L). La première colonne indique le type de chargement. La deuxième colonne résume les erreurs incluses dans l'expérimentation et fournies par le logiciel Statistica. Ces erreurs sont des écarts types. La troisième colonne présente les erreurs non incluses maximales. Enfin, la dernière colonne présente les effets, qui sont des sur estimations maximales systématiques de la raideur finale et non des erreurs.

Tableau 3.10 : Résumé des erreurs et effets sur la raideur finale

Charge	Erreurs incluses dans ϵ (N.m./°)	Erreurs non-incluses dans ϵ (N.m./°) (erreurs maximales)								Effets systématiques (N.m./°) (sur-estimations maximales)			
		Désalignement axial		Points et vecteurs		Projection		Synchronisation		Pré charge		Conditions aux limites	
		C	L	C	L	C	L	C	L	C	L	C	L
FE	0.079	0.016	0.021	0.005	0.106	0.010				0.013	0.078	0.312	
IL	0.051											0.168	
T	0.069	-	-							-		-	

Il est donc possible d'estimer, en combinant la propagation des erreurs et en additionnant les effets, la validité générale des résultats. Pour ce faire, les sommes de raideurs finales, calculées pour des modèles rachidiens longs en FE, IL et T, ont été comparées :

Σ (Raideur finale, $\sqrt{\epsilon_{\text{incluses}}^2 + \epsilon_{\text{non-incluses}}^2}$) , - Effets pré charge, - Effets conditions aux limites)

Les valeurs maximales de raideurs obtenues incluant les erreurs et effets sont en FE de 0.454 N.m./degré, en IL de 0.373 N.m./degré alors qu'en T elle est de 0.343 N.m./degré. En comparaison, les raideurs finales sans les erreurs et effets étaient de 0.734 N.m./degré en FE, de 0.449 N.m./degré en IL et de 0.216 N.m./degré en T.

CHAPITRE 4 - DISCUSSION

Ce chapitre présente une discussion sur les différents points abordés dans ce mémoire à l'intérieur des quatre grandes divisions, soient les protocoles expérimentaux, la caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure, l'exploitation des résultats et enfin les études complémentaires servant à la validation.

4.1 Protocoles expérimentaux

Les modèles rachidiens ont été représentés par des cylindres ayant les dimensions d'un corps vertébral T10 disposés de façon rectiligne. Les matériaux employés reproduisaient les propriétés mécaniques de l'os spongieux et cortical de vertèbres saines, sans ostéoporose ou autres pathologies, donc facilitant la prise des vis. L'utilisation d'un modèle rachidien synthétique a éliminé la variabilité biologique et a réduit considérablement la variabilité géométrique présente chez les rachis cadavériques humains et animaux. Les modèles rachidiens étaient non-scoliotiques et sans courbures sagittales (cyphose et lordose) pour permettre la mesure du modèle non-instrumenté, qui aurait été pratiquement impossible due au flambage généré par la pré charge, et pour permettre la standardisation de la pose de l'instrumentation. Enfin, aucune facette articulaire, ni cage thoracique, ni représentation biomécanique des muscles rachidiens n'ont été incluses. Toutes ces simplifications avaient pour objectif d'assurer une reproductibilité maximale, telle que démontrée à la section 4.4.

Belmont et coll. (2001) et Orchowski et coll. (2000) ont observé une diminution de 48% de la raideur suite à l'ajout d'une cyphose thoracique de 54 degrés sur un modèle rachidien synthétique. Ces essais ont été effectués sur des instrumentations postérieures en chargement en compression. On peut cependant supposer que l'incorporation d'une cyphose ou d'une courbure scoliotique sur les modèles rachidiens employés dans ce projet aurait contribué à diminuer les mesures de raideur.

Les facettes articulaires ont un impact principalement en rotation axiale (White et Panjabi, 1990). La rotation maximale admise par un disque isolé serait de l'ordre de 20 degrés alors que les facettes articulaires ne permettraient qu'environ 5 degrés de rotation par UF. Pour atteindre cette dernière valeur à chaque niveau, il aurait fallu mesurer des rotations axiales de 40 degrés pour huit niveaux et de 25 degrés pour 5 niveaux. Les valeurs mesurées expérimentalement sont bien en deçà de ces limites et on peut donc supposer que la présence de facettes articulaires n'aurait pas influencé statistiquement les résultats.

Les muscles sont importants selon Panjabi et coll. (1989) et Quint et coll. (1998) qui ont démontré leur importance non-négligeable lors de tests biomécaniques sur des rachis cadavériques humains non-instrumentés. Ils pourraient occasionner des différences systématiques de l'ordre de 2 degrés sur les rotations en chargement FE et T et de 4 degrés en chargement IL. Ils sont cependant très complexes à simuler expérimentalement et ce pour des effets systématiques ayant probablement des influences minimales sur l'analyse statistique des résultats.

Le montage expérimental utilisait des câbles pour le chargement, donc une condition aux limites de chargement non contrainte. Ceci a permis de ne pas contraindre dans un plan les mouvements de couplage naturels liés à la configuration de l'instrumentation et à l'utilisation de greffon. Ce type de chargement a aussi permis de mesurer des angles résiduels importants sur les courbes de retour des graphiques moment de force-rotation, les câbles ne pouvant assurer une force de retour identique. Ces mesures d'hystérésis ont montré que les modèles rachidiens soumis à des chargements en flexion et inflexion latérale et soumis à l'effet d'une pré charge ont beaucoup plus de facilité à retrouver leur configuration originale initiale que pour un chargement en torsion. La pré charge qui assurait une force pour le retour du montage à sa position initiale n'agissait pas dans la direction opposée au chargement en torsion, ce qui explique que les angles résiduels sont beaucoup plus importants selon ce cas de chargement. Ces angles résiduels pourraient

aussi s'expliquer par les micro-mouvements des vis mono-corticales à l'intérieur de l'os spongieux causant une déformation plastique et par les déplacements rotatifs des vertèbres par rapport aux vis dus au tassage du greffon.

Ouellet et coll. (2002) ont montré que la technique de mise en place du greffon a peu d'impact sur la maintenance de la correction par l'instrumentation. Cependant, Brodke et coll. (2003) ont montré que l'utilisation de greffon a un effet important sur la raideur, principalement en chargement IL. Les couplages en chargement IL, pour les rachis incorporant des vis instrumentées avec un angle, présentent une mobilité initiale plus grande. Ce phénomène pourrait s'expliquer par le tassage du greffon jusqu'à sa compression maximale pour ensuite laisser place à une stabilisation de la raideur du montage. Ce phénomène n'est pas présent au retour, ce qui tend à confirmer cette hypothèse. On peut supposer aussi qu'un effet répété de ce cycle de tassage et de remodelage continu du volume de greffon pourrait être nuisible pour assurer une fusion osseuse rapide et complète.

4.1.1 Étude comparative avec la littérature

Le tableau 4.1 compare les résultats avec les données publiées, classées par ordre chronologique décroissant. Des ratios unitaires, définis comme le rapport de la raideur du rachis instrumenté sur le rachis intact normalisé, ont été utilisés étant donné les unités et les modèles rachidiens différents employés par les auteurs. Les moyennes des essais ont été utilisées pour calculer les ratios. Le modèle rachidien court est celui utilisé pour la référence non-instrumentée de ce mémoire. Les ratios en FE varient de 1.2 à 3.9 alors qu'en IL ils varient de 1.0 à 7.5 et en T de 0.8 à 1.8. Cinq auteurs montrent que les chargements en FE sont plus raides que les chargements en IL et quatre auteurs que les chargements en IL sont plus raides qu'en T, ce qui abonde dans le même sens que cette présente étude. La variabilité des ratios peut s'expliquer par les différents protocoles expérimentaux développés (principalement les types de chargement), les différentes instrumentations utilisées, les différentes configurations testées et les différents modèles

rachidiens employés. L'étude de Kostuik et coll. (1998) est la seule à avoir employé des rachis cadavériques humains et l'application de charge en déplacements (les moments de force ne sont donc pas disponibles) alors que celle de Dick et coll. (1997) est la seule à avoir utilisé des modèles rachidiens synthétiques. Toutes les autres études ont employé des rachis cadavériques bovins. Les ratios des études avec rachis cadavériques tendent à confirmer la validité des modèles rachidiens synthétiques utilisés dans ce projet.

**Tableau 4.1 : Comparaison des résultats avec les données publiées
pour les cas de chargements en FE, IL et T**

Auteurs	Non-instr.	Instrumenté FE	Instrumenté IL	Instrumenté T	Chargement FE, IL, T (N.m.)
Présente étude	1.0	3.9	2.5	1.8	5, 5, 5
Fricka et coll., 2002	1.0	1.2	1.0	-	5, 5, -
Wattenbarger et coll., 2001	1.0	-	-	2.8	-, -, 9
Spiegel et coll., 2000	1.0	-	7.0	-	-, 4, -
Oda et coll., 2000	1.0	2.5	1.5	0.8	5, 5, 5
Spiegel et coll., 1999	1.0	1.5	7.5	1.0	7.5, 7.5, 7.5
Kostuik et coll., 1998	1.0	3.1	2.2	1.2	n/a, -, n/a
Dick et coll., 1997	-	1.3	1.0	-	2, 2, -

Intuitivement, il serait logique de supposer qu'un modèle rachidien instrumenté à l'aide d'une tige par approche antérieure présenterait une raideur plus élevée en inflexion latérale qu'en flexion étant donné que le mouvement de rotation du rachis s'effectue en direction de l'instrumentation (figure 4.1). Ce n'est pourtant pas le cas. Le bras de levier, soit l'implant, transmet le moment de force vers la tige, qui est la composante majeure de rigidification. Ce bras de levier a pour effet de produire une rotation sur les vertèbres autour du point de pivot qui se situe près du point de contact entre la vis et la tige. Les vertèbres sont donc éloignées, ou écartées, les unes des autres du côté opposé à la tige et produisent l'effet de compression du greffon du côté de la tige (figure 4.1).

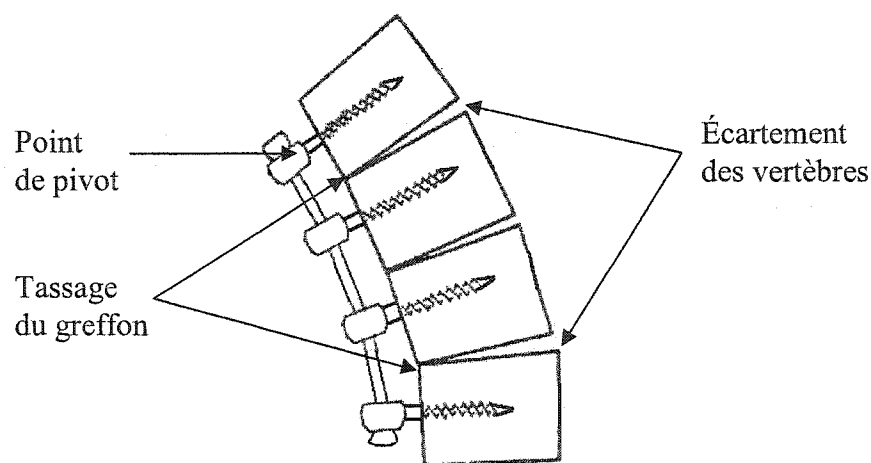


Figure 4.1 : Compression du greffon du côté de la tige en IL
(adaptée de la documentation Sofamor-Danek, 2000)

L'effet du bras de levier implique donc que la raideur mesurée en inflexion latérale est principalement celle de la tige alors qu'en flexion, la compression du greffon assure dès le début du mouvement que le modèle rachidien lui-même ainsi que la configuration de l'instrumentation sont inclus dans la mesure de la raideur. Ce bras de levier peut être réduit en s'assurant que la tige est le plus près possible du rachis, ce qui, en plus d'augmenter la raideur finale en IL minimisera l'effet du tassage du greffon.

4.2 Caractérisation des paramètres de l'instrumentation antérieure

Le plan factoriel fractionné utilisé présentait l'avantage de réduire significativement le nombre d'essais mais le désavantage de confondre les effets d'interactions. Les interactions 1 et 2 étaient confondues avec 2 et 3, 1 et 3 avec 2 et 4 et enfin 1 et 4 avec 2 et 3 (cf. sections 3.2 et 3.3). Pour éviter l'exercice d'avoir à estimer l'importance de l'effet individuel de chacun des paramètres versus ceux de l'interaction confondue, seuls les effets principaux ont été retenus lors du résumé de la caractérisation (cf. section 3.2.5).

4.2.1 Étude comparative avec la littérature

Le tableau 4.2 présente une comparaison avec l'étude de Wood et coll. (2000) sur les effets mesurés sur la raideur en fonction du nombre d'UF instrumentées. Cette présente étude montre, en accord avec le résumé de la caractérisation des paramètres (tableau 3.3) et l'étude de Wood et coll. (2000), que les effets significatifs attribués au nombre de niveaux instrumentés sont présents en torsion principalement.

Tableau 4.2 : Comparaison des raideurs en torsion

Auteurs	Nombre d'UF	Raideur Moyenne (N.m./degré)	Type de modèle	Chargement en torsion
Présente étude	Long : 8	0.410 ± 0.042	Synthétique	5 N.m.
	Court : 5	0.404 ± 0.031		
Wood et coll., 2000	Long : 13	0.44 ± 0.01	Synthétique	5 N.m.
	Court : 5	0.63 ± 0.01		

Cependant, on devrait s'attendre à ce que les modèles rachidiens courts soient plus raides que les longs telle qu'appuyée par l'étude théorique sur les tiges seules (cf.

section 3.3.1). Cette étude indique que pour des sections géométriques identiques la tige courte est 1.5 fois plus raide que la longue (tableau 3.6). Wood et coll. (2000) ont aussi montré, qu'en torsion, un modèle rachidien court est plus raide qu'un modèle long. Toutefois, à la lumière des résultats obtenus sur les rachis non-instrumentés (R9 et R10), sur les raideurs moyennes et sur les mobilités moyennes des essais (tableaux 4.2 et 3.2) cette présente étude ne peut conclure à ce sujet. Ce qui n'empêche pas que des effets significatifs selon le nombre d'UF instrumentées existent tel que mentionné auparavant.

Pour ce qui est des autres paramètres étudiés dans ce travail, aucune étude ne permet de les comparer individuellement ou combinés. Enfin, aucune étude de fatigue, qui aurait provoqué un jeu entre les vis et les vertèbres synthétiques, n'a été effectuée dans ce projet, ce qui pourrait expliquer que la prise de la vis, mono versus bi-corticale, n'a que peu d'effet sur la raideur finale. En ce sens, Shimamoto et coll. (2003) ont montré qu'une répétition des mouvements physiologiques sur un rachis instrumenté par abord antérieur avec une seule tige peut causer une diminution de la stabilité.

4.3 Exploitation des résultats

Le tableau 4.3 présente les effets principaux des paramètres étudiés selon des considérations de raideurs (finale et initiale) maximales et de couplage minimal. Cette solution (vis bi-corticale de 7.5 mm dans le plan coronal sur 5 UF) propose un compromis au niveau de la raideur finale, puisque globalement un angle des vis de 22.5 degrés procure une configuration plus raide de 13%. Un angle des vis dans le plan coronal est cependant la meilleure solution au niveau du couplage minimal et procure une meilleure distribution des raideurs individuelles par cas de chargement puisque les raideurs sont toutes supérieures aux niveaux théoriques $R_r + R_t$ respectifs (cf. section 3.3.1). Un angle coronal des vis limitera aussi le phénomène de tassage du greffon en minimisant le couplage lors de mouvements d'inflexion latérale. Pour ce qui est de la prise de la vis bi-corticale, elle a un effet sur la raideur initiale seulement puisque le compactage du greffon minimise cet effet par la suite en raidissant le rachis instrumenté.

Tableau 4.3 : Effets des paramètres sur les raideurs et couplage pour des considérations de raideurs maximales et couplage minimal

Paramètres	Modalités	Effets
Diamètre des vis	7.5 mm	<ul style="list-style-type: none"> • Augmente les raideurs initiale et finale
Angle des vis	Coronal	<ul style="list-style-type: none"> • Diminue le couplage • Diminue le tassage initial du greffon • Procure une meilleure distribution des raideurs par cas de chargement
Prise des vis sur l'os	Bi-corticale	<ul style="list-style-type: none"> • Augmente la raideur initiale
Nombre d'UF instrumentées	5	<ul style="list-style-type: none"> • Augmente la raideur initiale • Diminue le couplage en torsion

Lors de la recherche d'une solution optimale, un couplage minimum a été considéré comme étant le second critère d'optimisation. L'hypothèse sous-jacente à ce critère suppose que le couplage mesuré était entièrement généré par l'instrumentation et était donc non-physiologique ou non-naturel. Ce couplage pourrait potentiellement causer des contraintes et déformations supplémentaires aux interfaces implants/vertèbres, pouvant occasionner des complications ultérieures.

Lors d'un mouvement en inflexion latérale, des couplages dans la direction de la torsion sont naturellement présents (White et Panjabi, 1990) ce qui pourrait amplifier l'impact du couplage non-naturel engendré par l'instrumentation. Des tests sur rachis cadavériques devraient permettre de vérifier ce dernier point et aussi que l'effet du paramètre du nombre d'UF instrumentées serait aussi amplifié puisqu'il est principalement relié aux mouvements en torsion.

4.3.1 Comparaison avec la pratique chirurgicale

Les chirurgiens utilisent des configurations plus variées que celles expérimentées, i.e. chaque vertèbre peut être instrumentée avec des angles, des diamètres ou des types de prise sur l'os différents selon l'accès disponible et la complexité de la scoliose. Il a été démontré que la position des vis est influencée par l'anatomie du patient et par l'expérience du chirurgien (Zhang et coll., 2002) et que la position de l'aorte et de la moelle épinière est aussi à considérer lors du positionnement des vis. Hitchon et coll. (2003) ont aussi montré que plus la vis est longue et plus la force d'arrachement est grande alors que Liljenqvist et coll. (2001) ont démontré l'importance du diamètre des vis à ce sujet. Enfin, la variation du diamètre de taraudage peut aussi influencer le couple d'insertion des vis. Un sous-taraudage de 1 mm augmentera de 47 % l'effort que le chirurgien doit fournir lors de l'insertion des vis en comparaison avec un sous-taraudage de 0.5 mm (Kuklo et coll., 2003).

La qualité de l'os, ou densité minérale osseuse, est aussi un critère très important pour assurer la prise adéquate des implants (Hitchon et coll., 2003; Liljenqvist, 2001; Shimamoto et coll., 2001). La qualité osseuse des patients cibles pour ce type de chirurgie, soit des adolescents, est généralement de bonne qualité.

L'économie de niveaux (Lowe et coll., 2003) résulte par des économies d'implants, de temps et d'argent et aussi par des temps de récupération plus rapide pour les patients, qui sont toutes des considérations importantes pour le chirurgien. Le choix des paramètres biomécaniques sera effectué en fonction de ces considérations.

4.4 Validation des résultats

L'exercice d'estimation des erreurs expérimentales avait pour objet d'établir un ordre de grandeur de celles-ci et de vérifier la validité des résultats. Les expériences documentées par d'autres chercheurs (cf. tableau 1.2) ont démontré que plusieurs facteurs, telles la

manière d'appliquer les charges, la magnitude des charges, la posture des spécimens, la pré charge et la friction présente dans les montages influencent, à divers degrés, les raideurs mesurées. Plusieurs de ces facteurs sont directement inclus dans l'évaluation de l'erreur expérimentale suite aux analyses statistiques. L'erreur expérimentale globale est très difficile à évaluer et l'estimation des erreurs non incluses dans ϵ s'insère difficilement dans les résultats.

Le désalignement axial cherchait à mesurer la reproductibilité des essais pour s'assurer de cerner les effets recherchés et non les variations du montage. La reproductibilité implique de faibles variations : 1) géométrique inter-individuelle des modèles rachidiens et 2) de la mise en place de l'instrumentation et du greffon. Les graphiques de Pareto, où des effets significatifs se démarquent beaucoup des autres, les écarts types calculés (5-8%) et les coefficients de corrélations (10/14 sont supérieurs à 84%) démontrent la qualité des répétitions mesurées et par le fait même de la reproductibilité. La variation des modalités selon des plages importantes a aussi contribué à cerner les effets recherchés.

La précision des points et vecteurs ainsi que l'erreur angulaire sur la projection de ces derniers englobent les erreurs géométriques alors que l'erreur de synchronisation avait pour objectif de refléter les erreurs de traitements. La précision du pointeur et de son tripode de diodes a été évaluée en mesure statique, ce qui représente la réalité d'utilisation lors de l'acquisition des points de références. Les mesures du montage en mouvement ont été effectuées en régime quasi-statique. On peut donc supposer que l'erreur est plus grande pour les tripodes installés sur le montage.

4.4.1 Validation de la pré charge et des conditions aux limites

Aucun auteur n'a utilisé de pré charge tangente aux courbes rachidiennes sagittales sur un rachis (synthétique ou cadavérique) instrumenté. De ce fait, aucun d'eux n'a testé les effets de différentes configurations dans ces conditions. L'utilisation par les autres

auteurs d'œillelets fixés sur les cotés des vertèbres aurait pu représenter l'effet de groupes musculaires et ligaments mais n'est pas documentée dans ce sens. En fait, cette façon de faire a probablement pour cause principale le côté pratique.

Dans cette étude, la configuration de la pré charge employée a un effet important sur les mesures et est une sur-estimation systématique présente en chargement FE seulement. Cependant, cet impact n'a pas affecté la validité des résultats puisque la sur-estimation maximale mesurée est inférieure à la différence entre les raideurs moyennes mesurées. Les raideurs les plus élevées sont donc toujours en FE (cf. section 3.4.8).

L'étude sur les conditions aux limites d'ancrage a été effectuée sur les modèles rachidiens R1 et R4, qui étaient deux rachis courts et possédant des prises de vis bi-corticales, limitant ainsi les variations dues à la préparation. Par contre, l'angle et le diamètre des vis variaient, ce qui explique les comportements globaux différents observés entre R1 et R4. L'impact de l'ajout de 1 ddl en rotation au socle supérieur (essai 2) est de systématiquement sous-estimer la raideur. Cette sous-estimation est globalement moins importante en inflexion latérale qu'en flexion, principalement sur le modèle rachidien R1 instrumenté avec un angle des vis de 22.5 degrés. L'effet des conditions limites est donc le moins important en chargement IL sur les modèles R1, R2, R5 et R6 (angle des vis de 22.5 degrés) et le plus important en chargement FE sur les modèles R3, R4, R7 et R8 (angle des vis de 0 degré).

Il est toutefois valide d'utiliser les résultats employant les conditions aux limites de 0 ddl sur le socle supérieur (essai 1) puisque les sur-estimations sur la raideur sont systématiques et que les variations dues aux conditions limites sur les cas de chargements sont inférieures aux variations entre les cas de chargement.

CONCLUSION ET RECOMMANDATIONS

L'objectif global de ce travail était de comprendre les effets de quatre paramètres biomécaniques sur les raideurs initiale et finale, sur le couplage et sur la mobilité finale de modèles rachidiens avec instrumentation antérieure. Pour ce faire, un montage expérimental, un plan expérimental de caractérisation et enfin une approche pour l'exploitation des résultats ont été développés. La validation a été effectuée par le biais d'études complémentaires pour comprendre et mesurer les erreurs d'assemblage, de mesures et de traitements mathématiques et enfin pour comprendre et mesurer les effets de la configuration de la pré charge et des conditions aux limites.

Le montage expérimental assurait le chargement des modèles rachidiens à l'aide de câbles, permettant les mouvements naturels et non contraints liés à la configuration de l'instrumentation. Cette technique a permis de mesurer les couplages primaires et secondaires. Les sources d'erreur expérimentales prédominantes sont incluses dans le plan expérimental et sont de l'ordre de 5 – 8%. Les effets principaux prédominants et systématiques, reliés aux conditions limites, sont de l'ordre de 17 – 31%.

Le montage était suffisamment précis pour permettre la caractérisation des paramètres, ce qui a été montré par des effets significatifs sur les graphiques de Pareto. La caractérisation a permis de montrer que les quatre paramètres étudiés ont des effets statistiques significatifs selon les différents cas de chargements et que des relations existent entre ces paramètres et la raideur du rachis instrumenté (objectif général de ce mémoire).

L'exploitation des résultats a montré la faisabilité de l'utilisation de modèles mathématiques pour optimiser des configurations d'instrumentations. La comparaison entre les raideurs initiale et finale a montré des différences quant aux comportements ponctuels initiaux et finaux. Cette étude se démarque des autres études de la littérature

car elle est la première à utiliser l'analyse du couplage comme critère d'optimisation. Ce critère s'appuie sur le fait que des contraintes et déformations supplémentaires, causées par le couplage non-physiologique généré par l'instrumentation, peuvent occasionner des complications ultérieures.

Cette étude permettra de définir des configurations optimales d'instrumentation antérieure et permettra aux chirurgiens orthopédistes d'effectuer de meilleurs choix sur les paramètres biomécaniques lors du planning pré-opératoire. Les résultats obtenus pourront aussi servir à valider des modèles biomécaniques informatiques de types multi-corps flexibles ou éléments finis.

Enfin, les travaux expérimentaux futurs devraient inclure les recommandations suivantes :

1. Des études supplémentaires devraient être entreprises dans le but d'améliorer les chargements expérimentaux simulés puisque la nature exacte des chargements du rachis humain n'est pas entièrement connue (Rohlmann et coll., 2001).
2. Des tests sur rachis cadavériques humains comportant des courbures sagittales et même des scolioses permettraient de compléter la validation des modèles rachidiens synthétiques employés, particulièrement en couplage. Ces tests emploieraient les protocoles expérimentaux développés.
3. Des études sur le nombre d'UF instrumentées, employant une plage plus grande que celle utilisée dans ce mémoire, permettraient de confirmer l'effet de ce paramètre.

RÉFÉRENCES

ASTM F 1717-96, *Standard test method for static and fatigue for spinal implant constructs in a corpectomy model*, Annual book of ASTM standards 13.01:1106-1121, 1996.

ASTM F 1798-97, *Standard guide for evaluating the static and fatigue properties of interconnection mechanisms and subassemblies used in spinal arthrodesis implants*, Annual book of ASTM standards 13.01:1252-1261, 1997.

BELMONT P., POLLY D., CUUNINGHAM B. et KLEMME W., *The effect of hook pattern and kyphotic angulation on mechanical strength and apical rod strain in a long-segment posterior construct using a synthetic model*, Spine 26:627-636, 2001.

BERNSTEIN R. et HALL JE., *Solid rod short segment anterior fusion in thoracolumbar scoliosis*, J Pediatr Orthop 7:124-131, 1998.

BETZ R. et SHUFFLEBARGER H., *Anterior versus posterior instrumentation for the correction of thoracic idiopathic scoliosis*, Spine 26:1095-1100, 2001.

BOUDREAULT F., *Comportement mécanique des unités fonctionnelles : T3/T4, T7/T8 et T12/L1 saines et lésées du rachis humain*, Mémoire de Maîtrise, École Polytechnique, Département de génie mécanique, 1994.

BOX G., HUNTER W. et HUNTER J., *Statistics for experimenters*, John Wiley & Sons, 1978.

BURGOS J., RAPARIZ J. et GONZALEZ-HERRANZ P., *Anterior endoscopic approach to the thoracolumbar spine*, Spine 23:2427-2431, 1998.

BRODKE D., BACHUS K., MOHR A. et NGUYEN B.K., *Segmental pedicle screw fixation or cross-links in multilevel lumbar constructs : a biomechanical analysis*, Spine 1:373-379, 2001.

BRODKE D., GOLLOGLY S. BACHUS K., MOHR A. et NGUYEN BK., *Anterior thoracolumbar instrumentation : stiffness and load sharing characteristics of plate and rod systems*, Spine 28:1794-1801, 2003.

CHOMA T., CHWIRUT D. et POLLY D., *Biomechanics of long segment fixation: hook patterns and rod strain*, J Spinal Disord 14:125-132, 2001.

COBB J., *Outline of the study of scoliosis*, AAOS Instructional Lectures, 1948.

COSSON P.H., DUVAL-BEAUPÈRE G., *Détermination personnalisée in vivo chez l'homme des efforts exercés sur les étages vertébraux thoraciques et lombaires en position debout et assise*, Rachis 5 :5-12, 1993.

COTREL Y., DUBOUSSET J. et GUILLAUMAT M., *New universal instrumentation in spinal surgery*, Clin Orthop 227:10-23, 1988.

COTREL Y. et DUBOUSSET J., *C-D instrumentation en chirurgie rachidienne*, Sauramps médical, Montpellier, France, 159 p., 1992.

CRIPTON P., JAIN G., WITTENBERG R. et NOLTE L., *Load-sharing characteristics of stabilized lumbar spine segments*, Spine 25:170-184, 2000.

CRISCO J., *The biomechanical stability of the human lumbar spine: Experimental and theoretical investigations*, New Haven, CT:Yale University, 1989.

DENIS F., *Anterior surgery scoliosis*, Clinical Ortho and Related Research 300: 38-44, 1994.

DICK J., BRODKE D., ZDEBLICK T., BARTEL B., KUNZ D. et RAPOFF A., *Anterior instrumentation of the thoracolumbar spine*, Spine 22:744-750, 1997.

DRUMMOND D., *Harrington instrumentation with spinous process wiring for idiopathic scoliosis*, Orthop Clin North Am 19:281-289, 1988.

DWYER A.F., NEWTON N.C. et SHERWOOD A.A., *An anterior approach to scoliosis: A preliminary report*, Clin Orthop 62:192-202, 1969.

EBARA S., KAMIMURA M., ITOH H., KINOSHITA T., TAKAHASHI J., TAKAOKA K. et OHTSUKA K., *A new system for the anterior restoration and fixation of thoracic spinal deformities using an endoscopic approach*, Spine 25:876-883, 2000.

FIDLER M., *Posterior instrumentation of the spine: an experimental comparison of various possible techniques*, Spine 11:367-372, 1986.

FRICKA K., MAHAR A. et NEWTON P., *Biomechanical analysis of anterior scoliosis instrumentation: differences between single and dual rod systems with and without structural support*, Spine 27:702-706, 2002.

FULLER D., KIRKPATRICK J., EMERY S., WILBER G. et DAVY D., *A kinematic study of the cervical spine before and after segmental arthrodesis*, Spine 23:1649-1656, 1998.

GERTZBEIN S., HOLTBY R., TILE M., KAPASOURI A., CHAN K. et CRUICKSHANK B., *Determination of a locus of instantaneous center of rotation of the lumbar disc by moiré fringes – a new technique*, Spine 9:409-413, 1986.

GOEL V., WINTERBOTTOM J. et WEINSTEIN J., *A method for the fatigue testing of pedicle screw fixation devices*, J. of Biomechanics 27:1383-1388, 1994.

GOEL V., WILDER D. et POPE M., *Biomechanical testing of the spine: load-controlled versus displacement-controlled analysis*, Spine 20:2354-2357, 1995.

GOERTZEN D., LANE C. et OXLAND T., *Neutral zone and range of motion in the spine are greater with stepwise loading than with a continuous loading protocol. An in vitro porcine investigation*, J. of Biomechanics, in press, DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00307-5, 2003

GOGUS A., TALU U., AKMAN S., SAR C., HAMZAOGLU A. et ERALP L., *Anterior instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis*, Int Orthop 25:317-321, 2001.

GRASSMANN S., OXLAND T., GERICH U. et NOLTE L., *Constrained testing conditions affect the axial rotation response of lumbar functional spinal units*, Spine 23:1155-1162, 1998.

GUIDERA K., HOOTEN J., WEATHERLY W., HIGHHOUSE M., CASTELLVI A., OGDEN J., PUGH L. et COOK S., *Cotrel-Dubousset instrumentation: results in 52 patients*, Spine 18:427-431, 1993.

HALL J., CHAN D. et JOHNSTON C., *Spinal Instrumentation Techniques Section II: Scoliosis anterior instrumentation*, SRS, ed. Courtney W. Brown, 1994.

HANSPETER F., OXLAND T., RATHONYI G. et NOLTE L., *The effect of nucleotomy on lumbar spine mechanics in compression and shear loading*, Spine 26:2080-2089, 2001.

HATTORI S., ODA H., KAWAI S., *Cervical intradiscal pressure in movements and traction of the cervical spine*, Z Orthop 119:568-569, 1981.

HITCHON P., GOEL V., ROGGE T., GROSLAND N. et TORNER J., *Biomechanical studies on two thoracolumbar implants in cadaveric spines*, Spine 24:213-218, 1999.

HITCHON P., BRENTON M., COPPES J., FROM A. et TORNER J., *Factors affecting the pullout strength of self-drilling and self-tapping anterior cervical screws*, Spine 28:9-13, 2003.

HOPF C., EYSEL P. et DUBOUSSET J., *Operative treatment of scoliosis with Cotrel-Dubousset-Hopf instrumentation*, Spine 22:618-628, 1997.

HORTON W.C., HOLT R.T., JOHNSON J.R. et LEATHERMAN K.D., *Zielke instrumentation in idiopathic scoliosis: Late effect and minimizing complications*, Spine 13:1145-1149, 1988.

HORTON W., BLACKSTOCK S., NORMAN J., HILL C., FEIERTAG M. et HUTTON W., *Strength of fixation of anterior vertebral screws*, Spine 21:439-444, 1996.

JANEVIC J., ASHTON-MILLER J. et SCHULTZ A., *Larger compressive preloads decrease lumbar motion segment flexibility*, J Orthop Res 9:228-236, 1991.

JOHNSTON C., ASHMAN R., SHERMAN M., EBERLE C., HERNDON W., SULLIVAN J., KING A. et BURKE S., *Mechanical consequences of rod contouring and residual scoliosis in sublaminar segmental instrumentation*, J Orthop Res 5:206-216, 1987.

JONCAS J., LABELLE H., POITRAS B., DUHIAME M., RIVARD C.H. et Le BLANC R., *Dorso-lumbar pain and idiopathic scoliosis in adolescence*, Ann Chir. 50:637-640, 1996.

KANEDA K., SHONO Y., SHIGENOBU S. et KUNIYOSHI A., *New anterior instrumentation for the management of thoracolumbar and lumbar scoliosis: application of the Kaneda two-rod system*, Spine 21:1250-1262, 1996.

KANEDA K., SHONO Y., SATOH S. et ABUMI K., *Anterior correction of thoracic scoliosis with Kaneda anterior spinal system: a preliminary report*, Spine 22:1358-1368, 1997.

KOSTUIK J. et SMITH T., *Pitfalls of biomechanical testing*, Spine 16:1233-1235, 1991.

KOSTUIK J., VALDEVIT A., CHANG H. et KANZAKI K., *Biomechanical testing of the lumbosacral spine*, Spine 23:1721-1728, 1998.

KOTANI Y., CUNNINGHAM B., PARKER L., KANAYAMA M. et MCAFEE P., *Static and fatigue biomechanical properties of anterior thoracolumbar instrumentation systems: a synthetic testing model*, Spine 24:1406-1413, 1999.

KUKLO T. et LEHMAN R., *Effect of various tapping diameter on insertion of thoracic pedicle screws: a biomechanical analysis*, Spine 28:2066-2071, 2003.

LAXER E., *A further development in spinal instrumentation*. Technical commission for spinal surgery of the ASIF, Eur Spine J 3:347-352, 1994.

LILJENQVIST U., HACKENBERG L., LINK T. et HALM H., *Pullout strength of pedicle screws versus pedicle and laminar hooks in the thoracic spine*, Acta Orthop Belg 67:157-163, 2001.

LOWE T. et PETERS J., *Anterior spinal fusion with Zielke instrumentation for idiopathic scoliosis: a frontal and sagittal curve analysis in 36 patients*, Spine 18:423-426, 1993.

LOWE T., BETZ R., LENKE L., CLEMENTS D., HARMS J., NEWTON P., HAHER T., MEROLA A. et WENGER D., *Anterior single-rod instrumentation of the thoracic and lumbar spine: saving levels*, Spine 28:208-216, 2003.

LUCAS D. et BRESLER B., *Stability of the ligamentous spine*. San Francisco: University of California, Biomechanics Laboratory, Technical Report No.40, 1961.

MAJD M., CASTRO F. et HOLT R., *Anterior fusion for idiopathic scoliosis*, Spine 25:696-702, 2000.

MEHLMAN C., CRAWFORD A. et WOLF R., *Video-assisted thoracoscopic surgery (VATS): endoscopic thoracoplasty technique*, Spine 22:2178-2182, 1997.

MIURA T., PANJABI M. et CRIPTON P., *A method to simulate in vivo cervical spine kinematics using in vitro compressive preload*, Spine 27:43-48, 2002.

MOORE K., *Clinically oriented anatomy*, 3e Edition, Williams & Wilkins, Baltimore, Maryland, USA, 917 pages, 1992.

MULLET H., O'DONNELL T., FELLE P., O'ROURKE K. et FITZPATRICK D., *Development of a model for occipital fixation: validation of an analogue bone material*, Proc Inst Mech Eng 216:37-42, 2002.

NACHEMSON A. et MORRIS J., *In vivo measurements of intradiscal pressure (An important paper describing the in vivo loads on the lumbar discs in different physiological postures and activities)*, J. Bone Joint Surg. AM 46 :1077-1092, 1964.

NEWTON P., CARDELIA J-M., FARNSWORTH C., BAKER K. et BRONSON D., *A biomechanical comparison of open and thoracoscopic anterior spinal release in a goat model*, Spine 23:530-536, 1998.

ODA I., CUNNINGHAM B., LEE G., ABUMI K., KANEDA K. et McAFEE P., *Biomechanical properties of anterior thoracolumbar multisegmental fixation*, Spine 25:2303-2311, 2000.

ORCHOWSKI J., POLLY D., KLEMM W., ODA I. et CUNNINGHAM B., *The effect of kyphosis on the mechanical strength of a long-segment posterior construct using a synthetic model*, Spine 25:1644-1648, 2000.

OUELLET J., et JOHNSTON C., *Effect of grafting technique on the maintenance of coronal and sagittal correction in anterior treatment of scoliosis*, Spine 27:2129-2135, 2002.

PANJABI M.M., KRAG M.H., WHITE A.A. et SOUTHWICK W.O., *Effects of preload on load-displacement curves of the lumbar spine*, Orthopaedics Clinics of North America, 8(1):181-192, 1977.

PANJABI M., ABUMI K., DURANCEAU J. et OXLAND T., *Spinal stability and intersegmental muscle forces. A biomechanical model*, Spine 14 :194-200, 1989.

PANJABI M., TAKATA K., GOEL V., FEDERICO D., OXLAND T., DURANCEAU J. et KRAG M., *Thoracic human vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy*, Spine 16:888-901, 1991.

PANJABI M., TAKATA K., GOEL V., FEDERICO D., OXLAND T., DURANCEAU J. et KRAG M., *Human lumbar vertebrae: quantitative three-dimensional anatomy*, Spine 117:299-306, 1992.

PANJABI M., *Cervical spine models for biomechanical research*, Spine 15:684-700, 1998.

PATWARDHAN A., HAVEY R., MEADE K., LEE B. et DUNLAP B., *A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression*, Spine 24:1003-1012, 1999.

PATWARDHAN A., HAVEY R., GHANAYEM J., DIENER H., MEADE K., DUNLAP B. et HODGES S., *Load-carrying capacity of the human cervical spine in compression is increased under a follower load*, Spine 25:1548-1554, 2000.

PETIT Y., AUBIN CE. et LABELLE H., *Kinematics of the scoliotic spine instrumentation: analysis of intervertebral rotations and centers of rotation*, J of Biomechanics, in press, DOI: 10.1016/s0021-9290(03)00310-5, 2003.

PICETTI III G., *CD Horizon Eclipse spinal system surgical technique*, documentation Sofamor-Danek, 2000.

QUINT U., WILKE H., SHIRAZI-ADL A., PARNIANPOUR M., LOER F. et CLAES L., *Importance of the intersegmental trunk muscles for the stability of the lumbar spine. A biomechanical study in vitro*, Spine 23:1937-1945, 1998.

REGAN J., MACK M. et PICETTI G., *A technical report on video-assisted thoracoscopy in thoracic spinal surgery: preliminary description*, Spine 20:831-837, 1995.

RHEE J., BRIDWELL K., WON D., LENKE L., CHOTIGAVANICHAYA C., et HANSON D., *Sagittal plane analysis of adolescent idiopathic scoliosis: The effect of anterior versus posterior instrumentation*, Spine 27:2350-2356, 2002.

RICHARDS B.S., HERRING J.A., JOHNSTON C.E., BIRCH J.G. et ROACH J.W., *Treatment of adolescent idiopathic scoliosis using Texas Scottish Rite Hospital instrumentation*, Spine 19:1598-1605, 1994.

ROHLMANN A., NELLER S., CLAES L., BERGMANN G. et WILKE HJ., *Influence of a follower load on intradiscal pressure and intersegmental rotation of the lumbar spine*, Spine 26:557-561, 2001.

ROUSSOULY P., CHOPIN D., ROY C. et DIMNET J., *Technics and preliminary results Colorado, Three dimensional analysis of spinal deformities*, M. D'Amico et al., IOS Press, p.357-361, 1995.

SCHLENKA D., POUSSA M. et MUSCHIK M., *Operative treatment of adolescent idiopathic thoracic scoliosis. Harrington-DTT versus Cotrel-Dubousset instrumentation*, Clin. Orthop. 297:155-160, 1993.

SCHRAMM M., FOURLAS A., PITTO R. et BAR K., *3-dimensional registration of micro-movements of vertebral implants by a specially adapted measuring system using magnetic transducers*, Biomed Tech 44:104-108, 1999.

SCHULTZ A.B. et ANDERSON G.B., *Analysis of loads on the lumbar spine*, Spine 6:76-82, 1982.

SHIMAMOTO N., KOTANI Y., SHONO Y., KADOYA K., ABUMI K., MINAMI A. et KANEDA K., *Static and dynamic analysis of five anterior instrumentation systems for thoracolumbar scoliosis*, Spine 28:1678-1685, 2003.

SHIMAMOTO N., KOTANI Y., SHONO Y., KADOYA K., ABUMI K., KANEDA K. et MINAMI A., *Biomechanical evaluation of anterior spinal instrumentation systems for scoliosis: in vitro fatigue simulation*, Spine 26:2701-2708, 2001.

SHONO Y., KANEDA K. et YAMAMOTO I., *A biomechanical analysis of Zielke, Kaneda, and Cotrel-Dubousset instrumentations in thoracolumbar scoliosis: a calf spine model*, Spine 16:1305-1311, 1991.

SHUFFLEBARGER H., SMILEY K. et ROTH H., *Internal thoracoplasty: a new procedure*, Spine 19:840-842, 1994.

SOFAMOR-DANEK, *Spinal System Surgical Technique*, Documentation-chirurgien, 2000.

SPIEGEL D., DRUMMOND D., CUNNINGHAM B., MASAHIRO K., HAGGERTY C., McAFEE P., DORMANS J. et KANEDA K., *Augmentation of an anterior solid rod construct with threaded cortical bone dowels*, Spine 24:2300-2312, 1999.

SPIEGEL D., CUNNINGHAM B., ODA I., DORMANS J., MCAFEE P. et DRUMMOND D., *Anterior vertebral screw strain with and without solid interspace support*, Spine 25:2755-2761, 2000.

STAGNARA P., *Scolioses idiopathiques: généralités*, Masson et Cie, pages 57-67, 1985.

STOKES I. et coll., *Three-dimensional terminology of spinal deformity: a report presented to the Scoliosis Research Society by the Scoliosis Research Society working group on 3-D terminology of spinal deformity*, Spine 19:236-248, 1994.

STOKES I., GARDNER-MORSE M., CHURCHILL D. et LAIBLE J., *Measurement of a spinal motion segment stiffness matrix*, J of Biomechanics 35:517-521, 2002.

SUK S., LEE C. et CHUNG S., *Comparison of Zielke ventral derotation system and Cotrel-Dubousset instrumentation in the treatment of idiopathic lumbar and thoracolumbar scoliosis*, Spine 19:419-429, 1994.

SWEET F., LENKE L., BRIDWELL K. et BLANKE K., *Maintaining lumbar lordosis with single solid-rod instrumentation in thoracolumbar and lumbar adolescent idiopathic scoliosis*, Spine 24:1655-1662, 1999.

SWEET F., LENKE L., BRIDWELL K., BLANKE K. et WHORTON J., *Prospective radiographic and clinical outcomes and complications of single solid rod instrumented anterior spinal fusion in adolescent idiopathic scoliosis*, Spine 26:1956-1965, 2001.

SZIVEK J.A., THOMAS M., et BENJAMIN J.B., *Characterization of a synthetic foam as a model for human cancellous bone*, J appl Biom 4:269-272, 1993.

TAKEMURA Y., YAMAMOTO H. et TANI T., *Biomechanical study of the development of scoliosis, using a thoracolumbar spine model*, J Orthop Sci 4:439-445, 1999.

TIMOSHENKO S. et GERE J., *Theory of elastic stability*. New York: McGraw-Hill, 1961.

WATTENBARGER J., HERRING J., BRONSON D. et ASHMAN R., *Mechanical testing of a single rod versus a double rod in a long-segment animal model*, J Spinal Disord 14:232-236, 2001.

WENGER D. et RANG M., *The art and practice of children's orthopaedics*, Raven Press, New York, 752 pages (372-421), 1993.

WHITE III A. et PANJABI M., *Clinical biomechanics of the spine*, Second Edition, J.B. Lippincott Company, Philadelphia, 722 pages, 1990.

WILKE H., RUSSO G., SCHMITT, H. et CLAES L., *Mechanical model of human spinal motion segments*, Biomed Tech Bio Eng 42:327-331, 1997.

WILKE H., WENGER K. et CLAES L., *Testing criteria for spinal implants: recommendations for standardization of in vitro stability testing of spinal implants*, Eur Spine J 7:148-154, 1998.

WILKE H., ANTONIUS R., NELLER S., SCHULTHEI M., BERGMANN G., FRIEDMAR G. et CLAES L., *Is it possible to simulate physiologic loading conditions by applying pure moments? a comparison of in vivo and in vitro load components in an internal fixator*, Spine 26:636-642, 2001.

WOOD K., WENTORF F., OGILVIE J. et KIM K., *Torsional rigidity of scoliosis constructs*, Spine 25:1893-1898, 2000.

WU S.S., EDWARDS T. et YUAN H., *Stiffness between different directions of transpedicular screws and vertebra*, Clin. Biomech. 13 (S1):S1-S8, 1998.

YOSHIOKA T., TSUJI H., HIRANO N. et SAINOH S., *Motion characteristics of the normal lumbar spine in young adults: instantaneous axis of rotation and vertebral center motion analyses*, J Spinal Disord 3:103-113, 1990.

ZDEBLICK T., WARDEN K., ZOU D., MCAFEE P. et ABITBOL J., *Anterior spinal fixators: a biomechanical in vitro study*, Spine 18:513-517, 1993.

ANNEXES

**Annexe I : Calcul des coordonnées et des vecteurs directeurs
pour le calibrage de l'extrémité du pointeur**

Soit un tripode de diodes où: LED 61 = point U = (X_u, Y_u, Z_u) = Origine
 LED 62 = point V = (X_v, Y_v, Z_v)
 LED 63 = point W = (X_w, Y_w, Z_w)

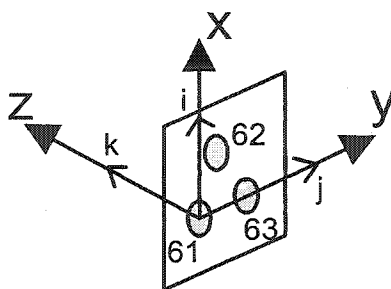


Figure A.1 : Tripode de diodes et dièdre de référence

Alors: $UV / |UV| = j$ = vecteur directeur unitaire de l'axe des Y
 $UV * UW / |UV * UW| = i$ = vecteur directeur unitaire de l'axe des X
 $i * j = k$ = vecteur directeur unitaire de l'axe des Z

À l'aide du pointeur, on effectue une rotation en maintenant l'extrémité E fixe, générant ainsi un cône (figure A1.2). Les coordonnées des 6 points mesurées à l'aide du pointeur sont aux origines des tripodes (LED 61), soient les points U (X_{un}, Y_{un}, Z_{un}) où n varie de 1 à 6.

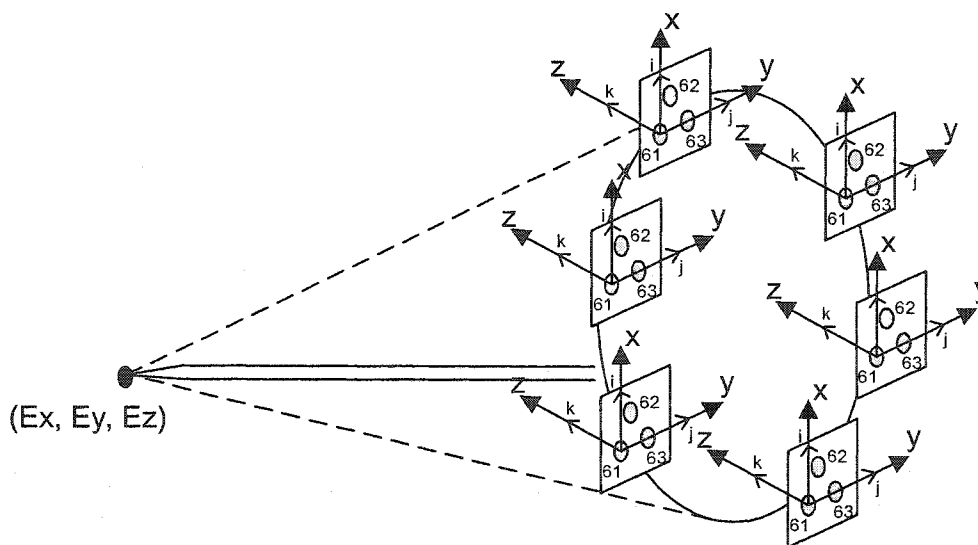


Figure A.2 : Cône de calibrage de l'extrémité du pointeur

Il est ensuite possible d'écrire la matrice suivante :

$$\begin{bmatrix}
 1 & 0 & 0 & -M1 & -M2 & -M3 \\
 0 & 1 & 0 & -M4 & -M5 & -M6 \\
 0 & 0 & 1 & -M7 & -M8 & -M9 \\
 1 & 0 & 0 & x_i & y_i & z_i \\
 0 & 1 & 0 & x_j & y_j & z_j \\
 0 & 0 & 1 & x_k & y_k & z_k \\
 1 & 0 & 0 & & & \\
 0 & 1 & 0 & & & \\
 0 & 0 & 1 & & & \\
 1 & 0 & 0 & & & \\
 0 & 1 & 0 & & & \\
 0 & 0 & 1 & & & \\
 1 & 0 & 0 & & & \\
 0 & 1 & 0 & & & \\
 0 & 0 & 1 & & & \\
 1 & 0 & 0 & & & \\
 0 & 1 & 0 & & & \\
 0 & 0 & 1 & & &
 \end{bmatrix}
 * \begin{bmatrix}
 E_x \\
 E_y \\
 E_z \\
 T_x \\
 T_y \\
 T_z
 \end{bmatrix}
 = \begin{bmatrix}
 X_{u1} \\
 Y_{u1} \\
 Z_{u1} \\
 X_{u2} \\
 Y_{u2} \\
 Z_{u2} \\
 X_{u3} \\
 Z_{u3} \\
 Y_{u3} \\
 X_{u4} \\
 Y_{u4} \\
 Z_{u4} \\
 X_{u5} \\
 Y_{u5} \\
 Z_{u5} \\
 X_{u6} \\
 Y_{u6} \\
 Z_{u6}
 \end{bmatrix}$$

Où: E (Ex, Ey, Ez) = coordonnées de l'extrémité du pointeur
T (Tx, Ty, Tz) = translation du repère orthonormé avec origine LED 61 vers l'extrémité du pointeur
M1, M2, M3, ... M9 = vecteurs directeurs des trois points de chaque tripode

$$\begin{aligned}
 M1 &= x_i, M2 = y_i, M3 = z_i, \\
 M4 &= x_j, M5 = y_j, M6 = z_j \\
 M7 &= x_k, M8 = y_k, M9 = z_k
 \end{aligned}$$

On veut finalement résoudre la matrice de la forme:

$$[A] [X] = [B] \quad [18*6] [6*1] = [18*1]$$

$$[X] = [B] [A]^{-1}$$

On obtient alors les points E et T.

**Annexe II : Calcul du CCV et des axes de références du socle
supérieur et du mandrin**

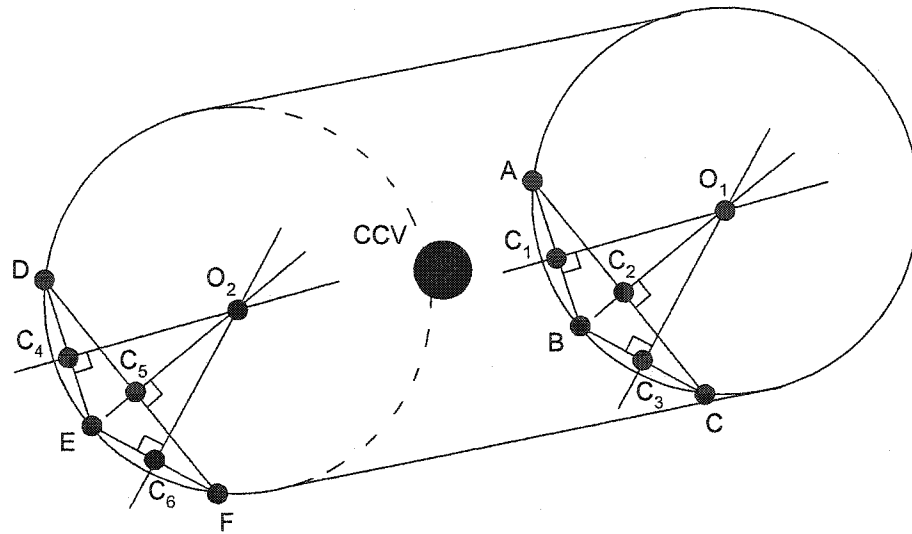


Figure A.3 : Position des points de référence pour le calcul du CCV

Exemple de calcul pour O_1 (point supérieur du socle) selon les points de la figure A2.1.
Le point O_2 se calcule selon la même méthode.

Calcul des Barycentres:

$$C_1 = \frac{1}{2} [AC_1 + BC_1] = \frac{1}{2} AB + A$$

$$C_2 = \frac{1}{2} [AC_2 + CC_2] = \frac{1}{2} AC + A$$

$$C_3 = \frac{1}{2} [BC_3 + CC_3] = \frac{1}{2} BC + B$$

Calcul des vecteurs unitaires C_1O_1 et C_3O_1 par produit vectoriel:

$$C_1C_{1p} = C_1B * C_1C_2 / |C_1C_{1p}| \quad \text{et} \quad C_1O_1 = C_1C_{1p} * C_1B / |C_1O_1|$$

$$C_3C_{3p} = C_3B * C_3C_2 / |C_3C_{3p}| \quad \text{et} \quad C_3O_1 = C_3C_{3p} * C_3B / |C_3O_1|$$

On cherche à résoudre pour k_1 et k_3 avec les équations suivantes:

$$O_1 = C_1 + k_1.C_1O \quad O_1 = C_2 + k_2.C_2O \quad O_1 = C_3 + k_3.C_3O$$

$$O_x = C_{1x} + k_1.C_{1x}O_x \quad O_x = C_{2x} + k_2.C_{2x}O_x \quad O_x = C_{3x} + k_3.C_{3x}O_x$$

$$O_y = C_{1y} + k_1.C_{1y}O_y \quad O_y = C_{2y} + k_2.C_{2y}O_y \quad O_y = C_{3y} + k_3.C_{3y}O_y$$

$$O_z = C_{1z} + k_1.C_{1z}O_z \quad O_z = C_{2z} + k_2.C_{2z}O_z \quad O_z = C_{3z} + k_3.C_{3z}O_z$$

D'où: $C_{1x} + k_1.C_{1x}O_x = C_{3x} + k_3.C_{3x}O_x$

$$\begin{aligned}C_{1y} + k1.C_{1y}O_y &= C_{3y} + k3.C_{3y}O_y \\C_{1z} + k1.C_{1z}O_z &= C_{3z} + k3.C_{3z}O_z\end{aligned}$$

On obtient: $k1 = (k3.C_{3x}O_x + C_{3x} - C_{1x}) / C_{1x}O_x$

Avec: $k3 = (C_{1y} + k1.C_{1y}O_y - C_{3y}) / C_{3y}O_y$

Ou encore: $k1 = (((C_{1y} + k1.C_{1y}O_y - C_{3y}) / C_{3y}O_y) \cdot C_{3x}O_x + C_{3x} - C_{1x}) / C_{1x}O_x$
 $k1 = ((C_{1y} \cdot C_{3x}O_x / C_{3y}O_y) - (C_{3y} \cdot C_{3x}O_x / C_{3y}O_y) + C_{3x} - C_{1x}) /$
 $((1 - C_{1y}O_y \cdot C_{3x}O_x / C_{3y}O_y \cdot C_{1x}O_x) \cdot C_{1x}O_x)$

Ensuite, on calcule O_1 avec:

$$O_1 = C_1 + k1.C_1O$$

On calcule O_2 selon la même méthode et en fin on calcule le vecteur O_1O_2 :

$$O_1O_2 = (XO_2 - XO_1, YO_2 - YO_1, ZO_2 - ZO_1)$$

Calcul du barycentre (CCV) de O_1O_2 : $CCV = \frac{1}{2}O_1O_2 + O_1$

Calcul des vecteurs directeurs du CCV: $k = O_2O_1 / |O_2O_1|$
 $j = AO_1 / |AO_1|$
 $i = j * k$

Annexe III : Courbes des répétitions en chargement en FE, IL et T

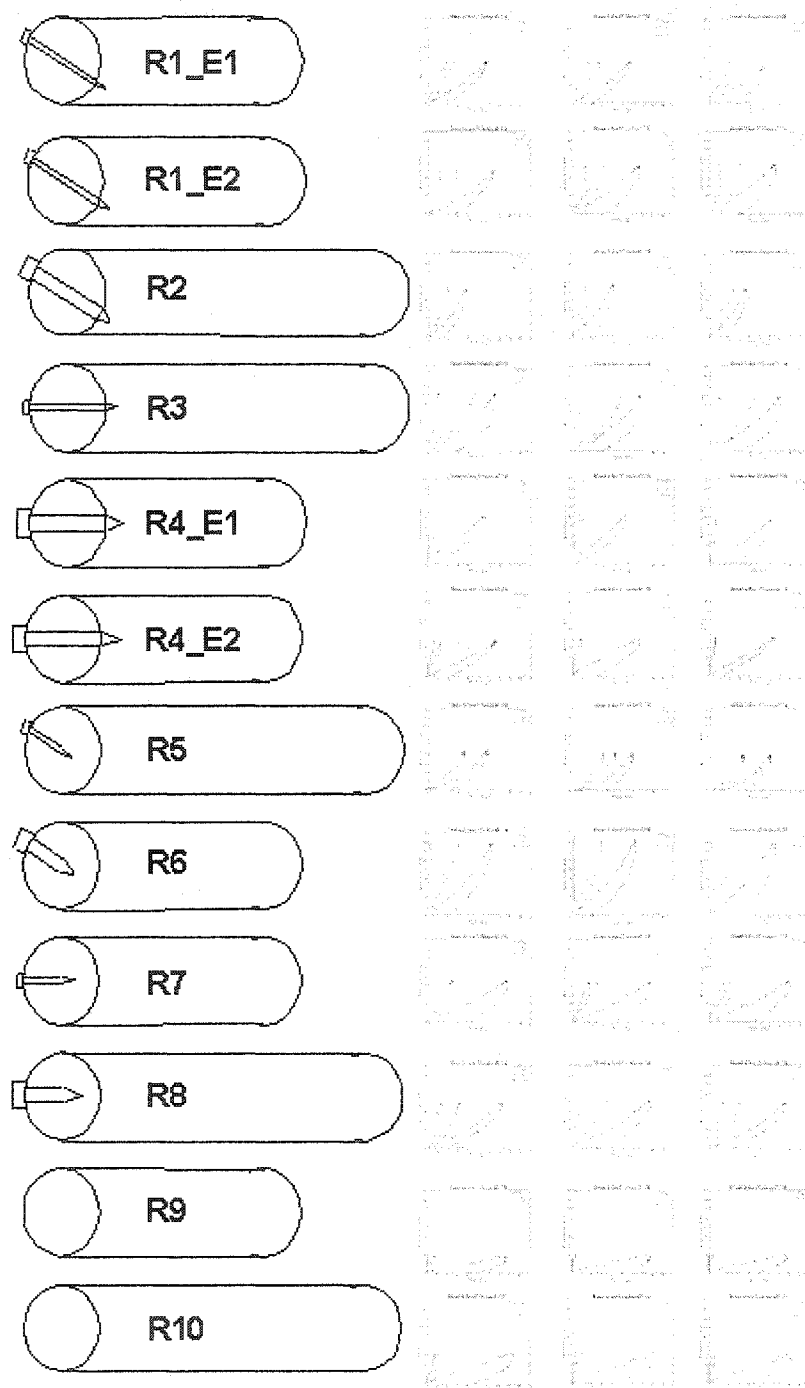


Figure A.4 : Courbes des répétitions en chargement FE
 (échelle : ordonnée 0-18 N.m. et abscisse 0-20 degrés)

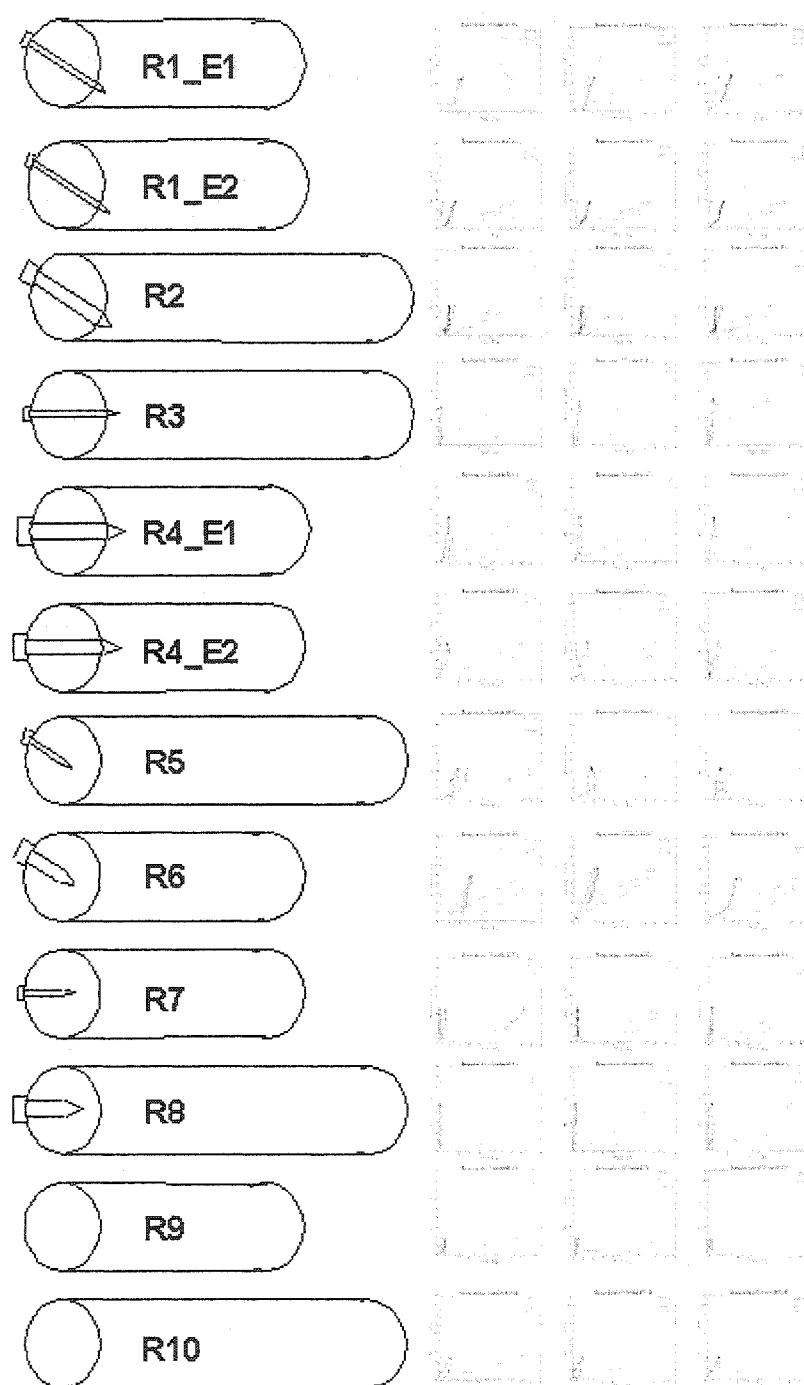


Figure A.5 : Courbes des répétitions en chargement II
 (échelle : ordonnée 0-18 N.m. et abscisse 0-20 degrés)

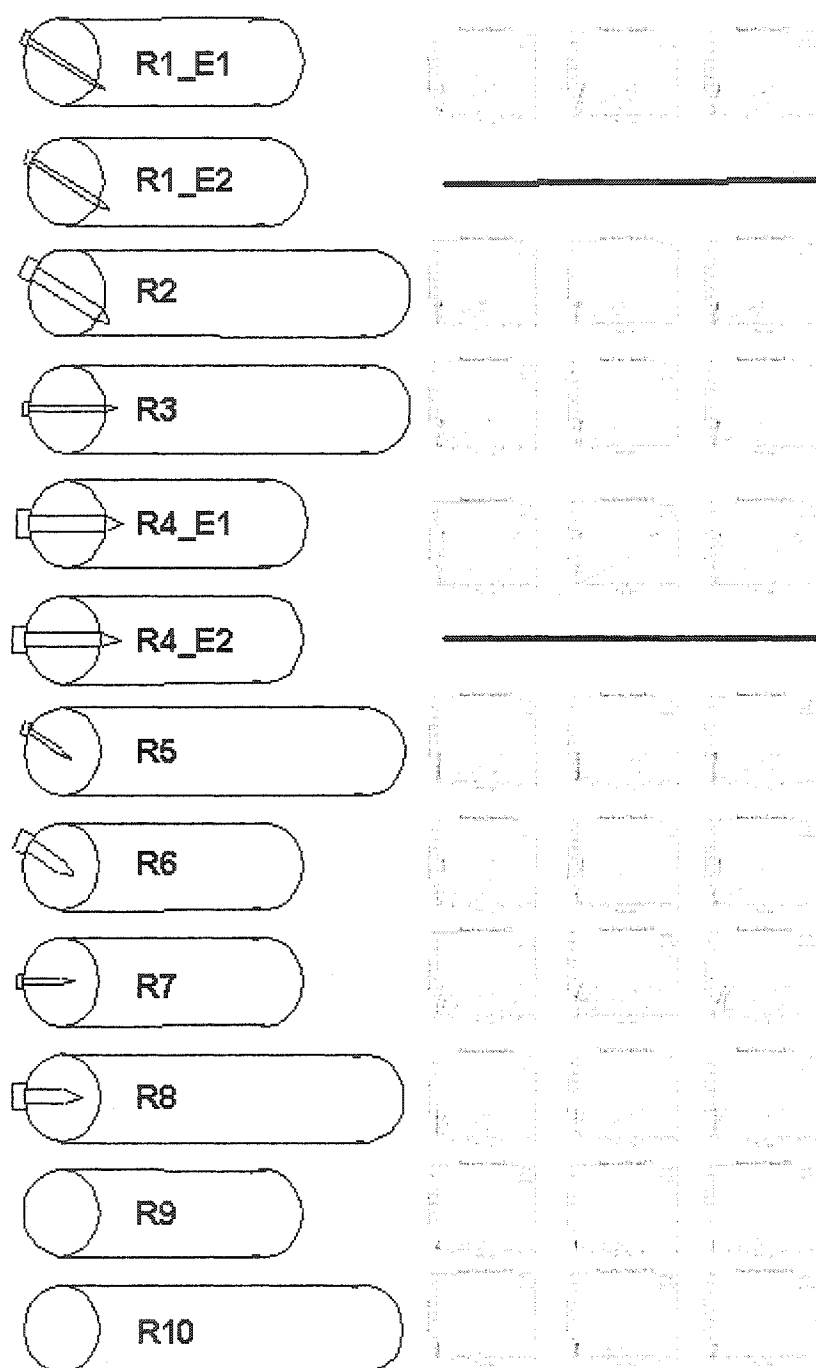


Figure A.6 : Courbes des répétitions en chargement T
 (échelle : ordonnée 0-18 N.m. et abscisse 0-30 degrés)

Annexe IV : Résultats de la raideur initiale (RI), finale (RF) et moyenne (RM)

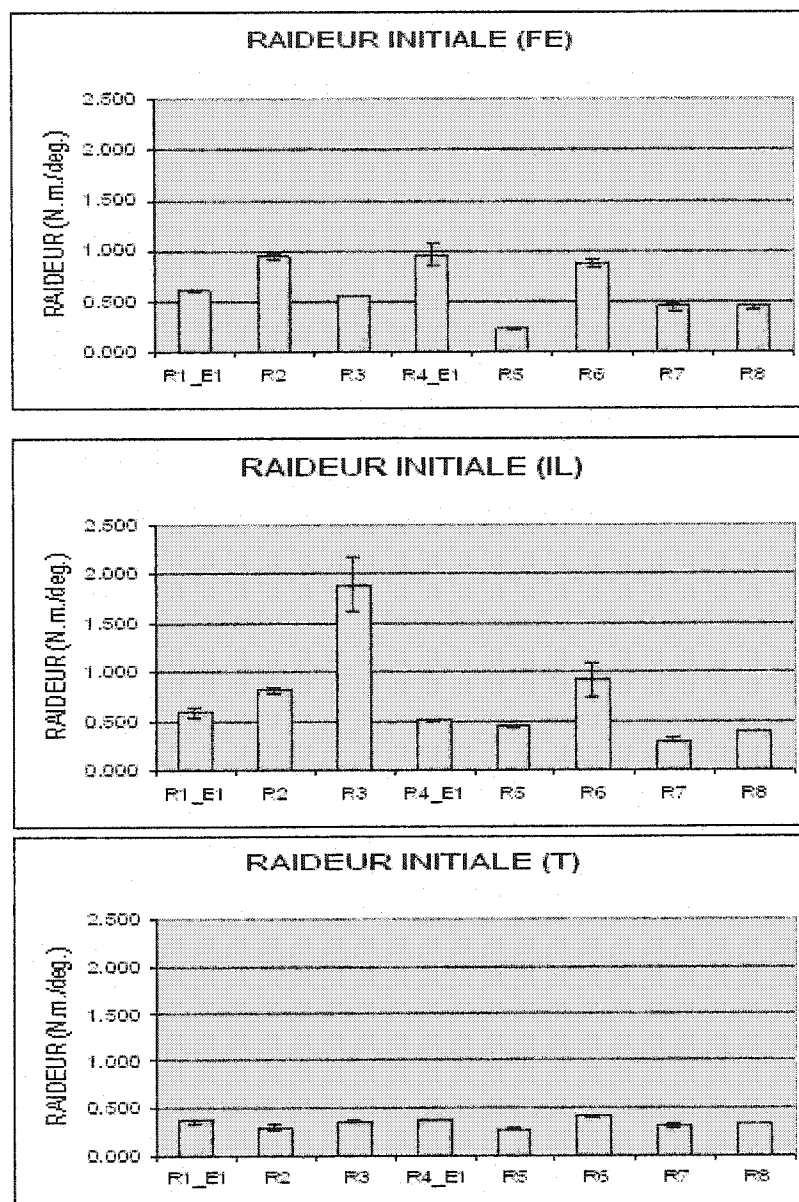


Figure A.7 : Histogrammes des raideurs initiales (FE, IL, T)

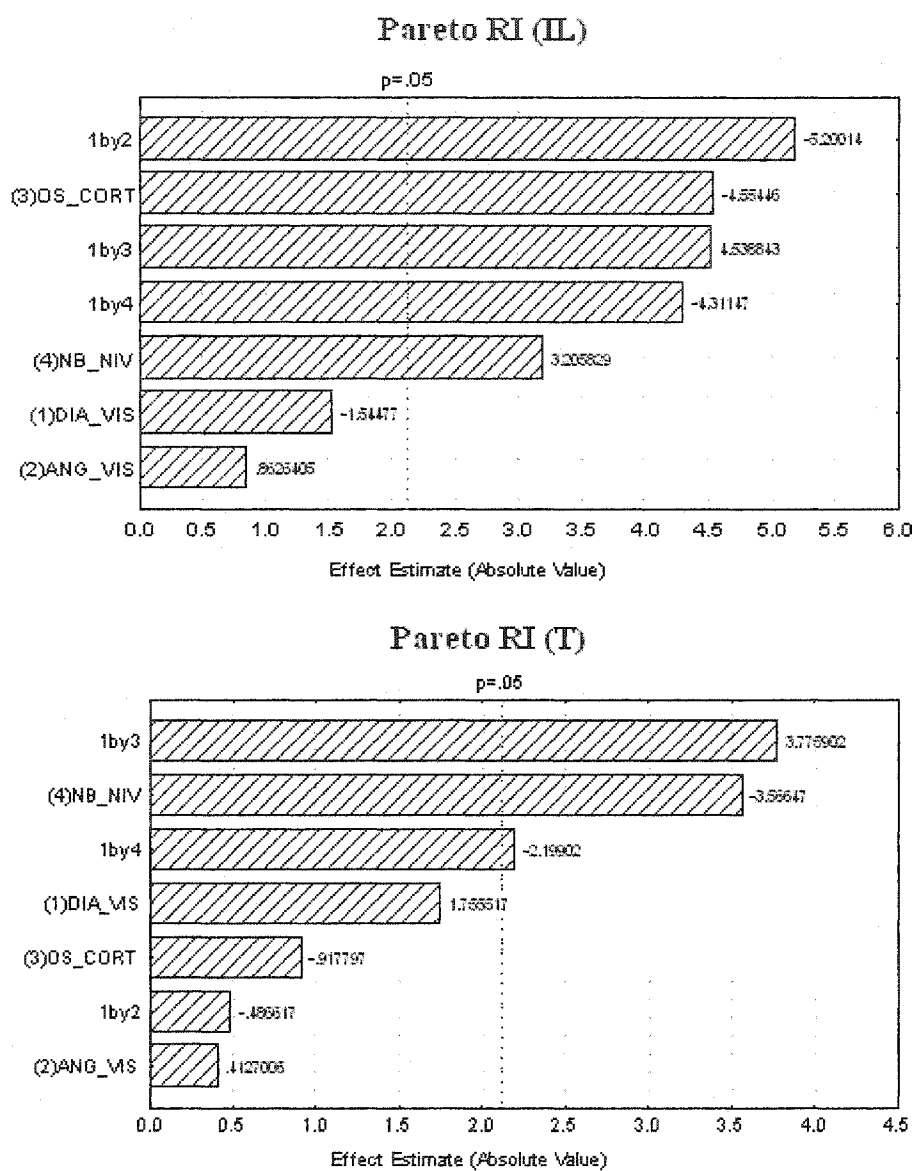


Figure A.8 : Paretos des raideurs initiales (IL, T)

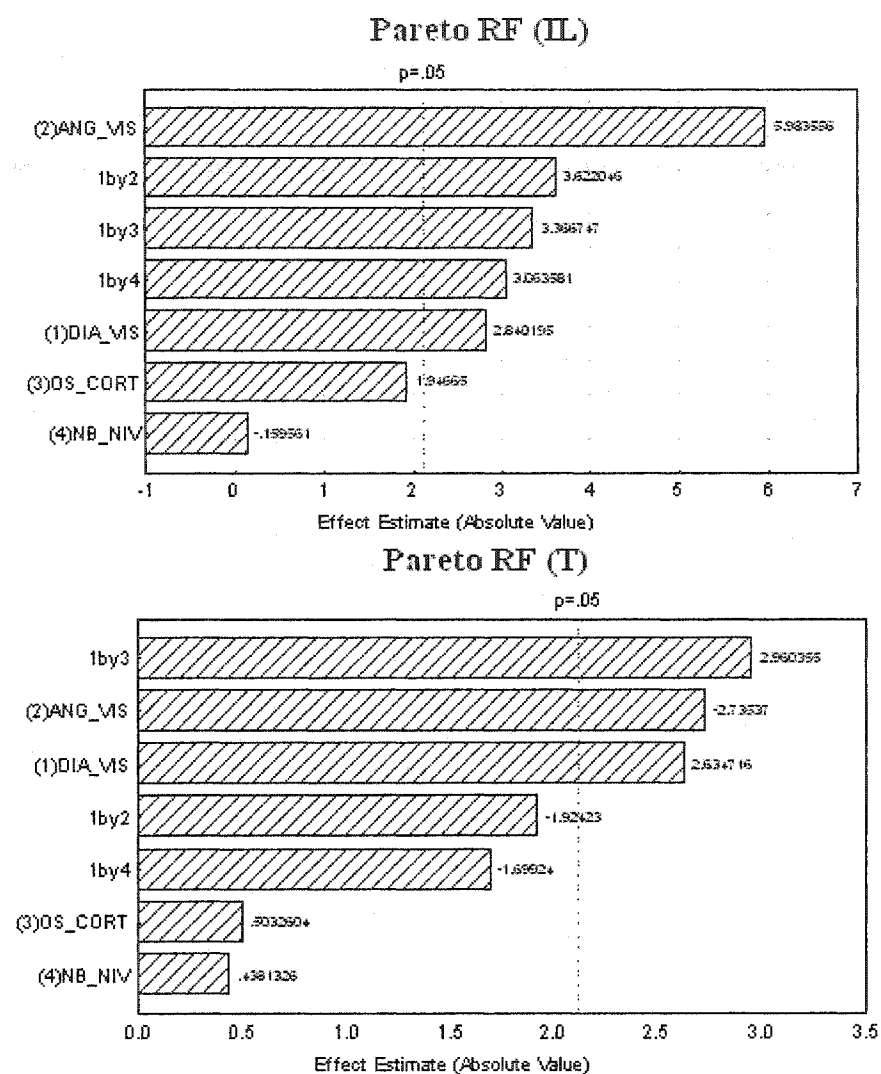


Figure A.9 : Paretos des raideurs finales (IL, T)

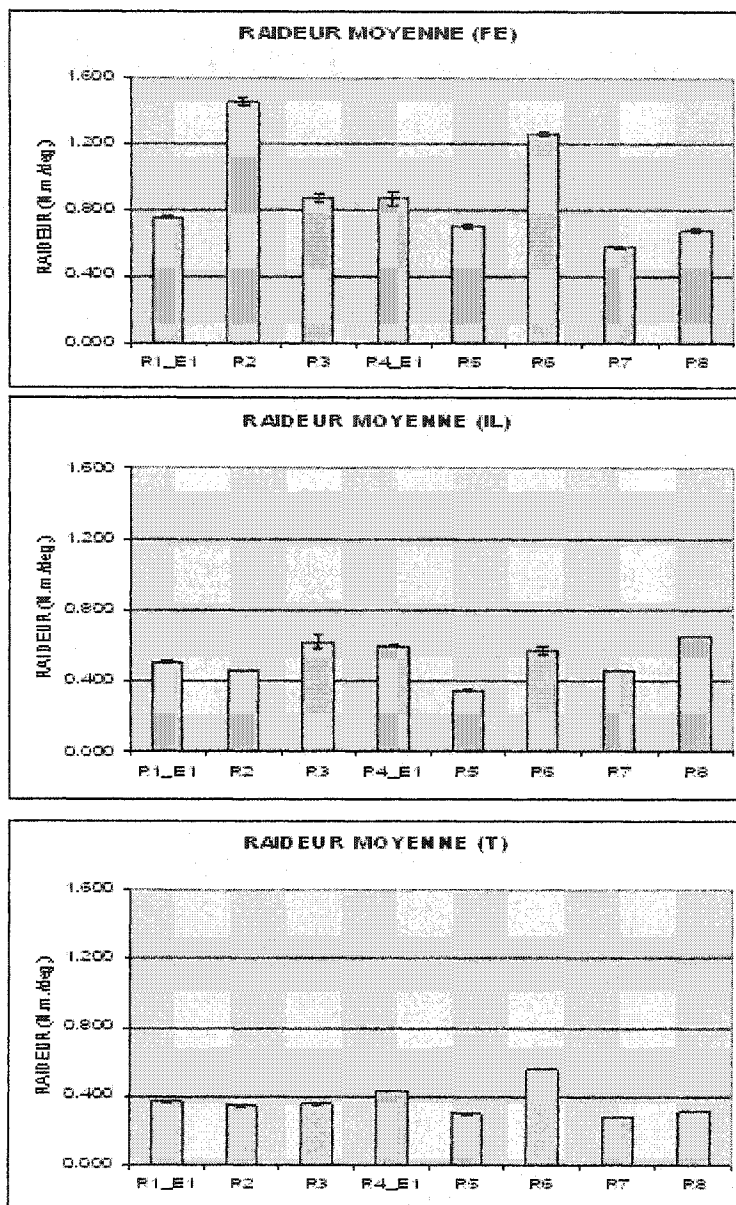


Figure A.10 : Histogrammes des raideurs moyennes (FE, IL, T)

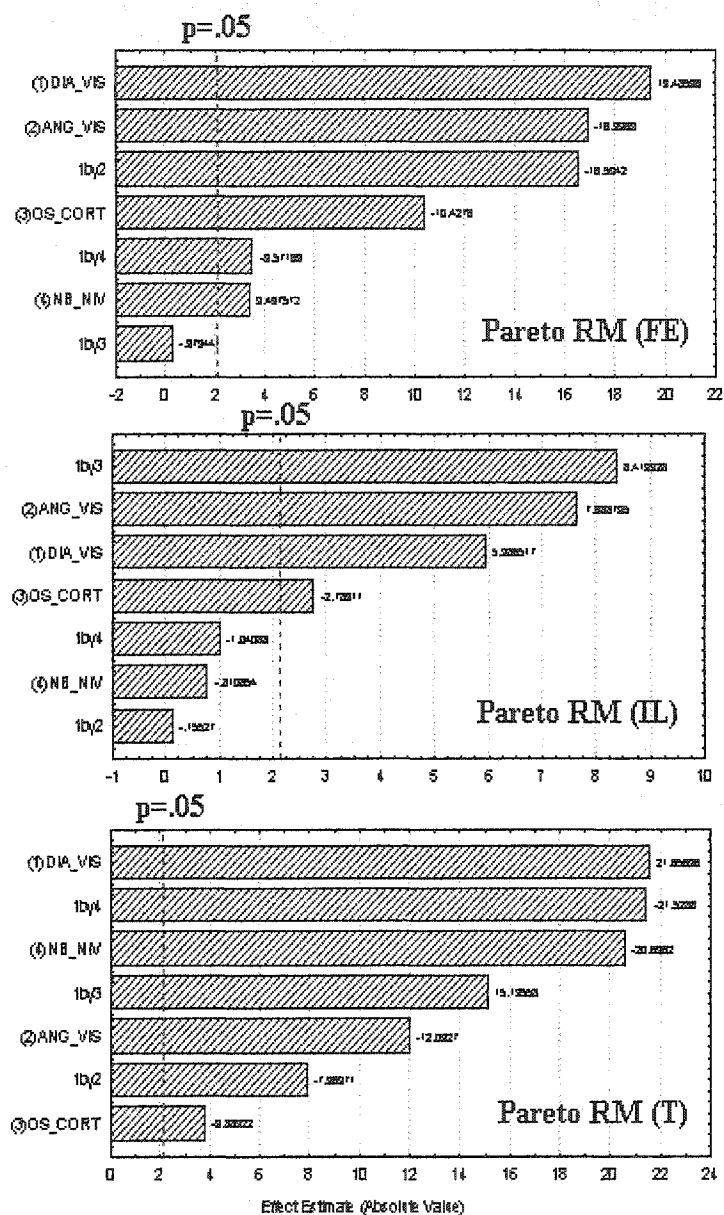


Figure A.11 : Paretos des raideurs moyennes (FE, IL, T)

Annexe V : Résultats sur le couplage

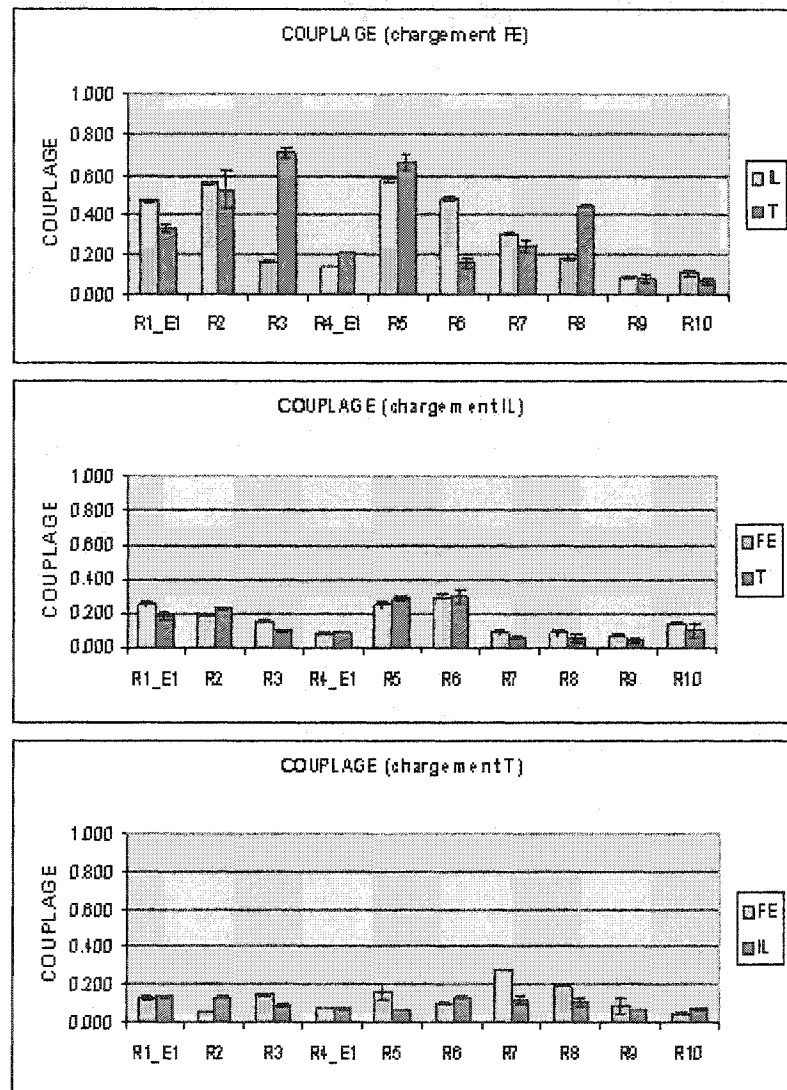


Figure A.12 : Histogrammes des couplages (FE, IL, T)

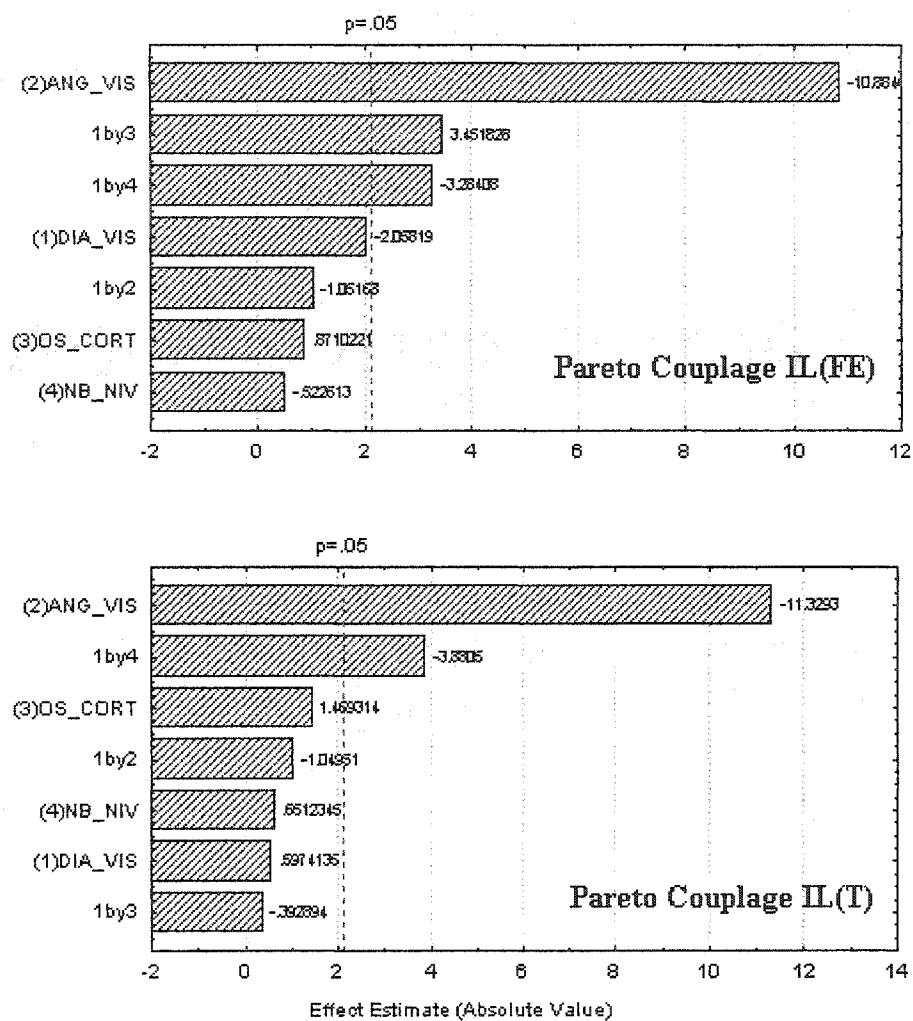


Figure A.13 : Paretos des couplages en chargement IL

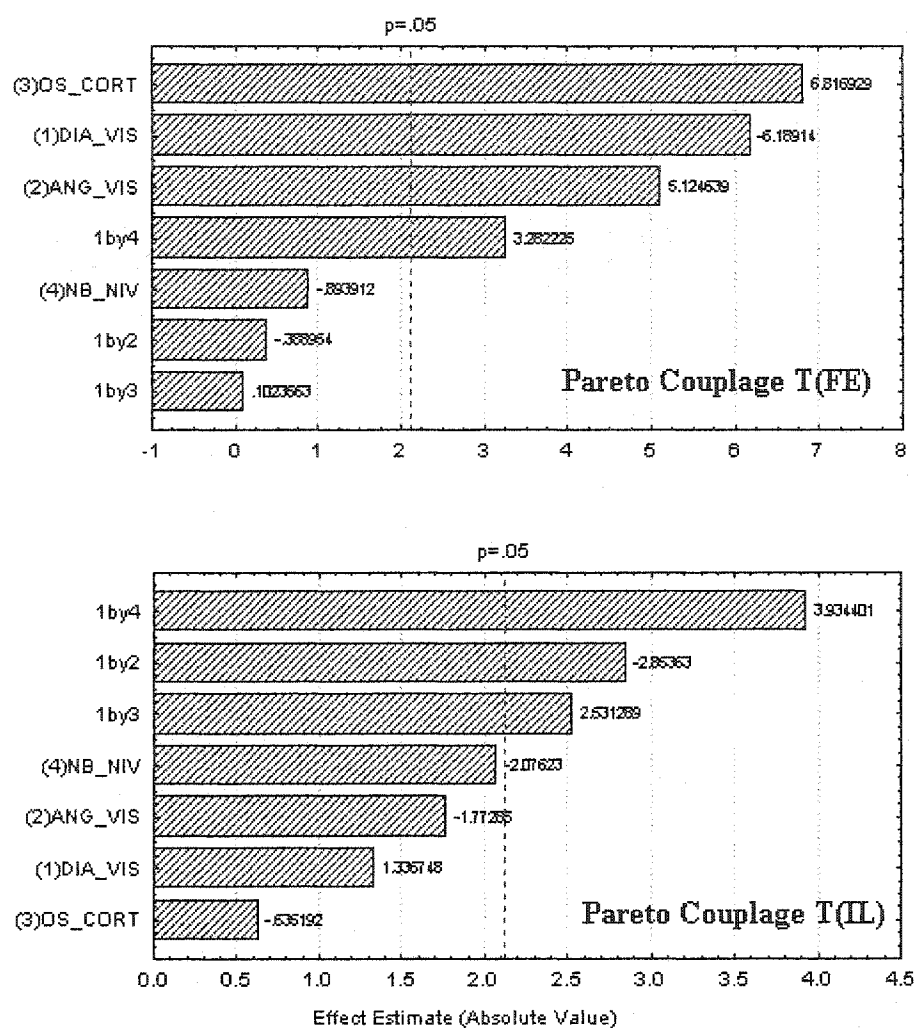


Figure A.14 : Paretos des couplages en chargement T

Annexe VI : Résultats de la mobilité finale (MF)

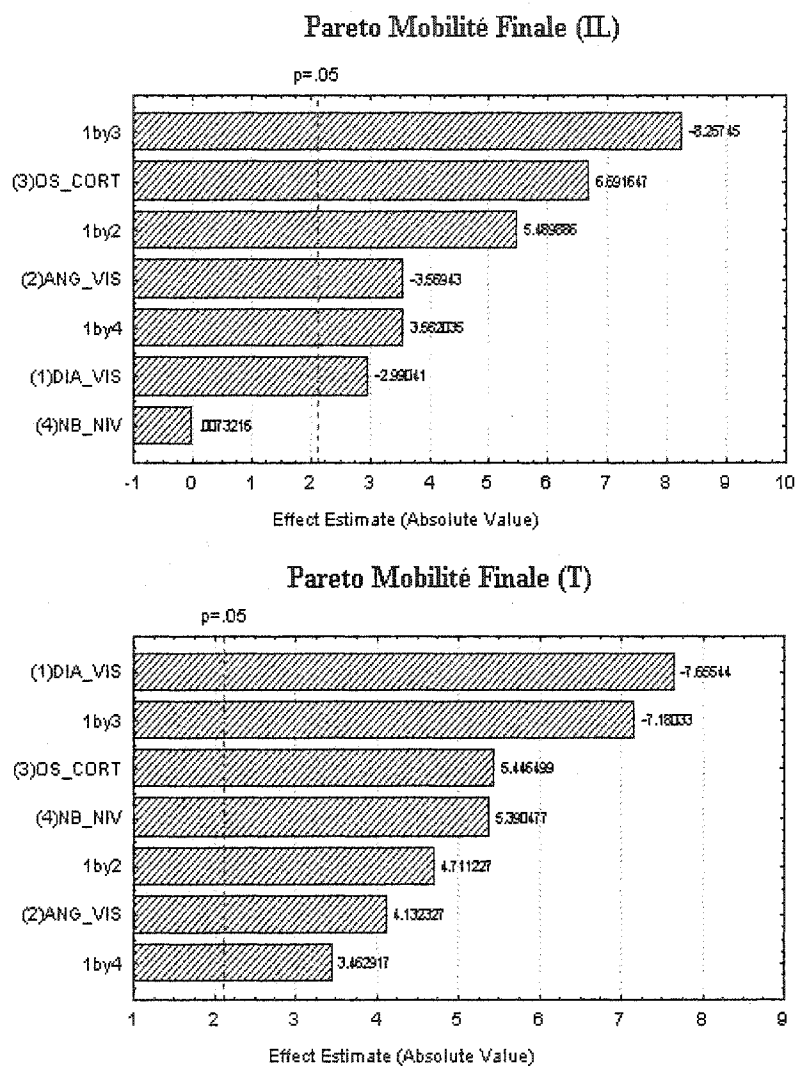


Figure A.15 : Paretos des mobilités finales (IL, T)

Annexe VII : Résultats sur les angles résiduels

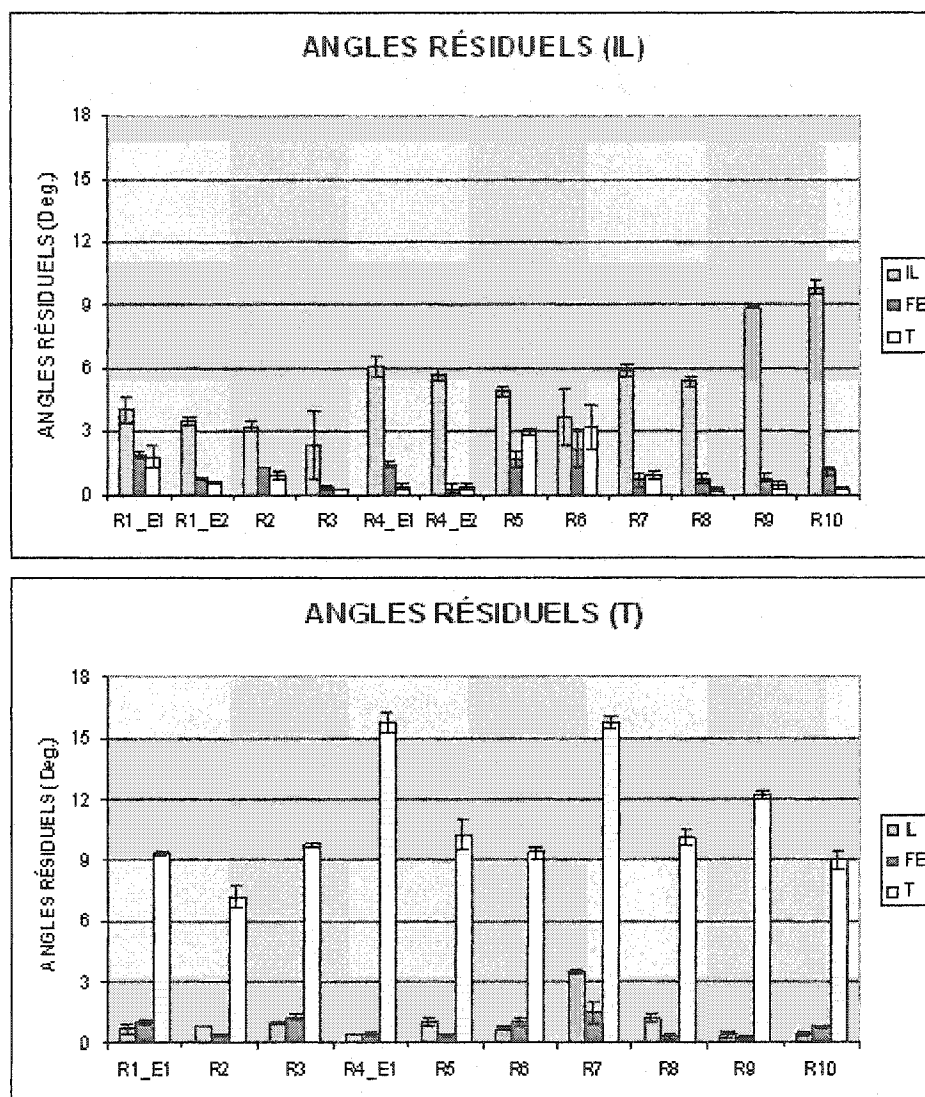


Figure A.16 : Histogrammes des angles résiduels (IL,T)

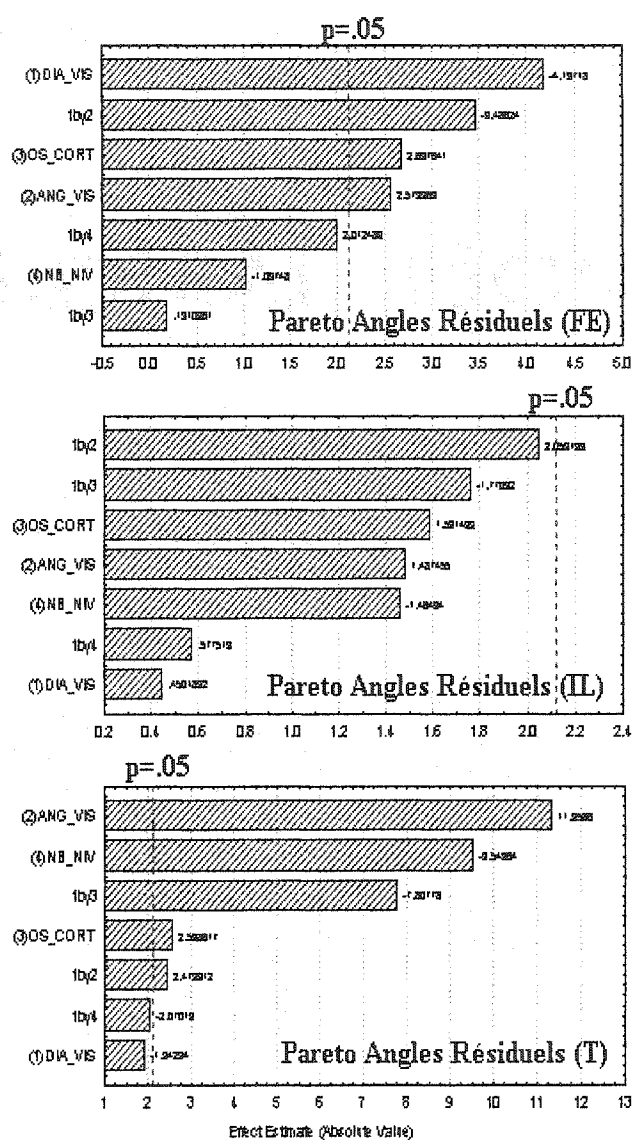


Figure A.17 : Paretos des angles résiduels (FE, IL, T)

Annexe VIII : Résultats des méthodes de calculs de la raideur finale (RL vs SPL)

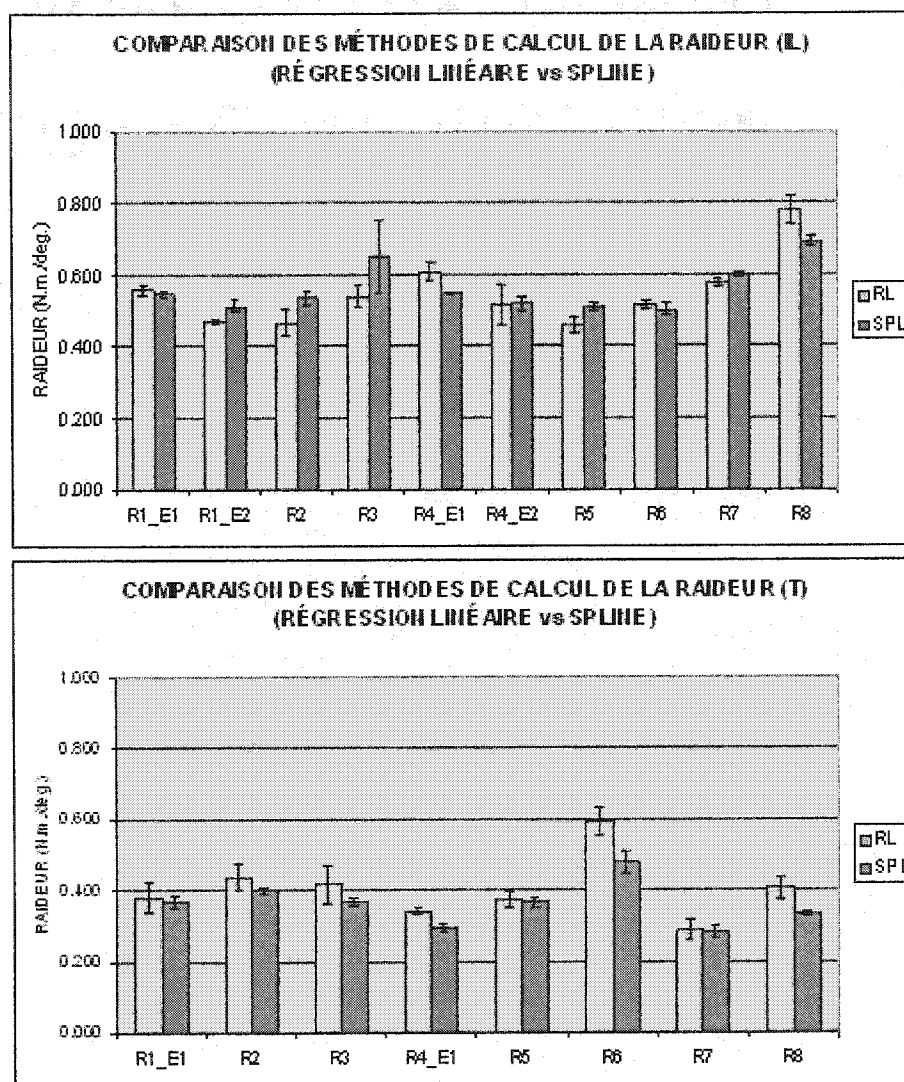


Figure A.18 : Histogrammes des comparaisons des méthodes de calcul (IL, T)

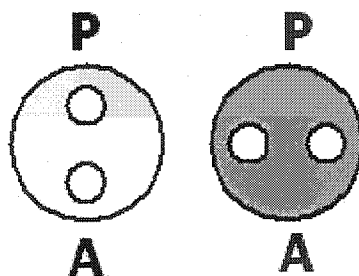
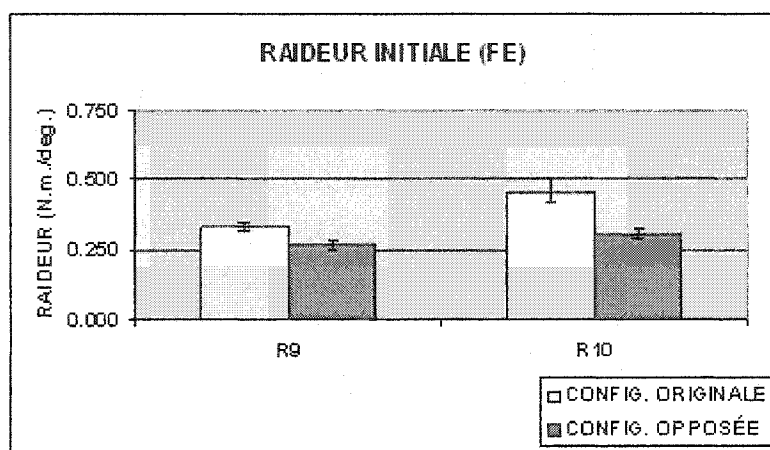
Annexe IX : Résultats sur la configuration de la pré charge

Figure A.19 : Histogramme de l'effet de la pré charge en raideur initiale (FE)

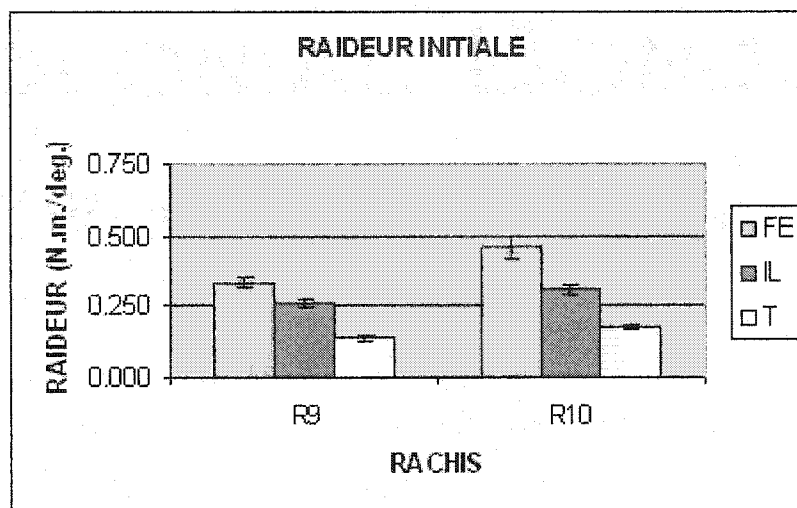
Annexe X : Résultats des modèles rachidiens non instrumentés R9 et 10

Figure A.20 : Histogramme de la raideur initiale des modèles rachidiens non instrumentés (FE, IL, T)